

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ

GISLENE GABRIELLE FAVERSANI

**AVALIAÇÃO DA DOSE EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
PEDIÁTRICA POR TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE**

CURITIBA

2021

GISLENE GABRIELLE FAVERSANI

**AVALIAÇÃO DA DOSE EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA
PEDIÁTRICA POR TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE**

**Dose Evaluation in Pediatric Computed Tomography Examination for Patient Specific
Size**

Dissertação apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Mestre em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Orientador(a): Prof(a). Dr(a). Danielle Filipov Pereira.

Coorientador(a): Prof(a). Dr(a). Rosangela Requi Jakubiak.

CURITIBA

2021



[4.0 Internacional](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/)

Esta licença permite download e compartilhamento do trabalho desde que sejam atribuídos créditos ao(s) autor(es), sem a possibilidade de alterá-lo ou utilizá-lo para fins comerciais. Conteúdos elaborados por terceiros, citados e referenciados nesta obra não são cobertos pela licença.



Ministério da Educação
Universidade Tecnológica Federal do Paraná
Campus Curitiba



GISLENE GABRIELLE FAVERSANI

**AVALIAÇÃO DA DOSE EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PEDIÁTRICA POR
TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE**

Trabalho de pesquisa de mestrado apresentado como requisito para obtenção do título de Mestra Em Ciências da Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR). Área de concentração: Engenharia Biomédica.

Data de aprovação: 13 de Dezembro de 2021

Prof Charlie Antoni Miquelin, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof.a Rosangela Requi Jakubiak, Doutorado - Universidade Tecnológica Federal do Paraná

Prof.a Simone Kodlulovich Renha, Doutorado - Comissão Nacional de Energia Nuclear

Documento gerado pelo Sistema Acadêmico da UTFPR a partir dos dados da Ata de Defesa em 16/12/2021.

Dedico este trabalho à Deus e a todos aqueles que me incentivaram e me apoiaram durante toda essa trajetória.

AGRADECIMENTOS

Apesar das palavras não poderem expressar toda a gratidão que sinto neste momento, é através delas que venho expressar minha sincera e singela gratidão a todos aqueles que fizeram parte desta importante jornada de minha vida, tenham a certeza de que todas as pessoas envolvidas nesse processo de aprendizagem fazem parte dos meus pensamentos e de minha gratidão.

Agradeço, primeiramente a Deus, pelo dom da vida e por me conceder sabedoria, discernimento e saúde para finalizar mais esta etapa de minha vida.

Agradeço em especial as minhas orientadoras, Prof(a). Dr(a). Danielle Filipov Pereira e Prof(a). Dr(a). Rosângela Requi Jakubiak, pela oportunidade de realizar este estudo, pelos ensinamentos a mim transmitidos com tanta sabedoria, pela disponibilidade e paciência ao esclarecerem minhas dúvidas, me ajudando nos momentos de dificuldade, assim como pela confiança em mim depositada.

Agradeço a equipe do DAPI por abrirem as suas portas, possibilitando assim que este trabalho fosse realizado. Especialmente ao Dr. Ênio Rogacheski por aprovar o projeto, ao gerente Roberto Glodzinski da Costa por autorizar a realização dos testes na unidade Palladium, ao supervisor técnico Ricardo Apolinario pela paciência e por dispender parte do seu tempo para a realização dos testes necessários.

Agradeço imensamente ao meu esposo e a minha família pela paciência, pelo companheirismo, pela motivação e pelo incentivo durante toda essa caminhada, pois sem o apoio de vocês essa caminhada seria bem mais árdua.

“A menos que modifiquemos a nossa maneira de pensar, não seremos capazes de resolver os problemas causados pela forma como nos acostumamos a ver o mundo”.

(Albert Einstein).

RESUMO

A Tomografia Computadorizada (TC) é considerada um dos mais importantes métodos diagnósticos por imagem. Entretanto, apesar dos diversos avanços, os exames de TC são responsáveis por mais da metade da dose de radiação ionizante a que os pacientes são submetidos quando comparamos com as demais modalidades de exames em radiodiagnóstico. O objetivo deste estudo foi avaliar a dose de radiação ionizante utilizada nos exames de TC de Crânio, de Tórax e de Abdome em crianças de 0 a 10 anos de idade, de acordo com as suas características físicas, correlacionando os dados coletados da dose calculada com os valores de referência das recomendações internacionais e das normativas recentes publicadas pelo órgão regulamentador nacional (ANVISA) para exames de TC. Neste estudo, foram analisados 201 exames realizados utilizando o método de aquisição helicoidal, que foram agrupados de acordo com as suas características inerentes e a região corporal que foi exposta durante o exame de TC. A dose de radiação foi estimada considerando as dimensões específicas de cada paciente, através dos valores de Índice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrico (*Computed Tomography Dose Index Volumetric* (CTDI_{vol})) registrados pelo tomógrafo e dos valores obtidos através da dosimetria. Já a dose de radiação ionizante absorvida pelos órgãos e a dose efetiva foram estimadas através dos valores de CTDI_{vol} referentes a dosimetria, por meio do *software CALDose_XCT*. Além disso, a Dose Efetiva (E) foi estimada também mediante a um método simplificado proposto pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC. Os valores correspondentes a estimativa do índice de dose, CTDI_{vol} e Estimativas de Dose por Tamanho Específico (*Size Specific Dose Estimates* (SSDE)), relativas aos dados coletados e aos dados obtidos através da dosimetria com o objeto simulador para todos os grupos, de acordo com a região de exame, são aceitáveis em relação aos valores de referência estabelecidos pelas recomendações internacionais e pela ANVISA, apesar de os valores de tensão do tubo utilizados, na maioria dos exames, não corresponderem aos valores ideais para exames pediátricos, conforme indicado pela literatura. Os valores de dose efetiva, obtidos através do *software CALDose_XCT* e da metodologia proposta pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC, também, são inferiores aos valores típicos estabelecidos pela Associação Americana de Físicos em Medicina, (*The American Association of Physicists in Medicine* (AAPM)), com exceção para o grupo de pacientes ≥ 6 anos para exames de Crânio, com uma variação superior a 17% do valor típico máximo de 2 mSv. Contudo, recomenda-se a verificação e a otimização contínua dos parâmetros técnicos, a fim de possibilitar a atualização constante dos valores de dose típica aceitável, evitando desta maneira, que os valores excedam os valores de referência.

Palavras-chave: Tomografia Computadorizada. Dosimetria. Radiologia Pediátrica.

ABSTRACT

Computed Tomography (CT) is considered one of the most important diagnostic imaging methods. However, despite several advances, CT exams are responsible for more than half of the dosage of ionizing radiation to which patients are submitted if compared to other modalities in radiodiagnostics. The purpose of this study was to evaluate the dose of ionizing radiation used in CT scans of the Head, Chest, and Abdomen in children aged 0 to 10 years old, according to its physical characteristics, correlating the data collected from the calculated dose with the reference values of international recommendations and recent regulations published by the national regulatory agency (ANVISA) for CT exams. In this study, 201 results, performed using the helical acquisition method were analyzed and grouped according to their inherent characteristics and the body region exposed during the CT exam. The radiation dose was estimated considering the specific dimensions of each patient using the values of Computed Tomography Dose Index Volumetric (CTDI_{vol}) recorded by the scan and the values obtained from dosimetry. The dose of ionizing radiation absorbed by the organs and the effective dose was estimated through the CTDI_{vol} referring to dosimetry, using the *CALDose_XCT* software. Furthermore, the effective dose was also estimated using a simplified method proposed by the European Working Group on Guidelines on Quality Criteria in CT. The values corresponding to the dose index estimate, CTDI_{vol} and Size Specific Dose Estimates (SSDE), concerning the collected data and the data obtained through dosimetry with the phantom for all groups, according to the region of examination, are acceptable in relation to the reference values established by international recommendations and by ANVISA, even though the tube voltage values used in most exams do not correspond to the ideal values for pediatric exams, as indicated in the literature. The effective dose values are also lower than the typical values established by the American Association of Physicists in Medicine (AAPM), except for the group of patients ≥ 6 years for Head exams, with a variation greater than 17% of the maximum typical value of 2 mSv. Nevertheless, a continuous verification and optimization of the technical parameters are recommended, in order to enable the constant updating of the typical acceptable dose values, thus preventing the values exceed the reference values.

Keywords: Computed Tomography. Dosimetry. Pediatric Radiology.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 - Método de aquisição axial.....	26
Figura 2 - Método de aquisição helicoidal	27
Figura 3 - Diferenças entre o sistema de alimentação dos tomógrafos por meio dos cabos de alta tensão (a) e slip ring (b)	28
Figura 4 - Configuração dos detectores utilizados na SSCT (a) e MSCT (b).....	29
Figura 5 - Os tipos de modulação da corrente (mA) e sua representação.....	39
Figura 6 - Distribuição da dose em exames projetoriais (a) e em TC (b).....	43
Figura 7 - Perfil de dose para a aquisição de uma única imagem em TC	43
Figura 8 - Perfil de dose de múltiplas varreduras	44
Figura 9 - Objetos simuladores de PMMA com comprimento de 15 cm e diâmetro de 16 cm, 10 cm e 32 cm, respectivamente da esquerda para a direita.....	47
Figura 10 – Tomógrafo <i>Siemens Somatom Definition AS+</i>	55
Figura 11 - Objeto simulador de PMMA da marca <i>GAMMEX</i> , com diâmetros de 10 cm, de 16 cm e de 32 cm, respectivamente, da esquerda para a direita.....	57
Figura 12 - Câmara de ionização tipo lápis, modelo 10x6-0.6CT, da marca <i>Radcal Corporation</i>	57
Figura 13 - Multimedidor <i>Accu-Gold+</i> , da marca <i>Radcal Corporation</i>	58
Figura 14 - Interface do <i>software CALDose_XCT</i>	59
Figura 15 - Exemplo de posicionamento da câmara de ionização no isocentro do <i>gantry</i>	64
Figura 16 - Exemplo de posicionamento do objeto simulador para obter as leituras do $CTDI_{100}$, PMMA	65
Figura 17 - Tela do <i>software CALDose_XCT</i> após o preenchimento dos dados necessários para os cálculos da estimativa de dose nos órgãos e da dose efetiva	68
Figura 18 - Tela de resultados do <i>software CALDose_XCT</i> após a execução dos cálculos.....	69
Figura 19 - Modelo do relatório exibido pelo <i>software CALDose_XCT</i> para o valor de $CTDI_{vol}$	70
Fotografia 1 - Posicionamento do objeto simulador, com as hastes de PMMA nos orifícios periféricos e a câmara de ionização no orifício central.....	65
Gráfico 1 - Distribuição do número de exames de acordo com a faixa etária	72
Gráfico 2 - Distribuição do número de exames de TC coletados e analisados	73
Gráfico 3 - Distribuição dos valores de mAs total para cada grupo	76
Gráfico 4 - Distribuição dos valores de comprimento de varredura para cada grupo	77
Gráfico 5 - Análise estatística descritiva dos valores de $CTDI_{vol}$ registrado pelo tomógrafo após a conclusão dos exames, referente aos dados dos exames coletados de acordo com os grupos estabelecidos.....	78
Gráfico 6 - Análise estatística dos valores de SSDE calculados a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ total, referente aos dados dos exames coletados de acordo com os grupos estabelecidos.....	80
Gráfico 7 - Comparativo entre os valores de SSDE para exames de Crânio ao utilizar diferentes fatores de correção	81

LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Valores de DRLs para pacientes adulto e pediátrico, determinados pela ANVISA	33
Tabela 2 - Valores de DRLs nacional dos Estados Unidos, baseado em objeto simulador de PMMA para pacientes adulto e pediátrico	33
Tabela 3 - Valores de DRLs estabelecidas pela EC referentes a exames com apenas uma fase	34
Tabela 4 - Valores típicos de dose efetiva para diversos exames que utilizam radiação ionizante	34
Tabela 5 - Valores dos fatores de peso conforme o tipo de radiação	41
Tabela 6 - Valores dos fatores de peso de órgãos ou tecidos, baseado na sua radiosensibilidade	42
Tabela 7 - Fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ para objeto simulador de 16 cm de diâmetro..	49
Tabela 8 - Fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ para objeto simulador de 32 cm de diâmetro..	50
Tabela 9 – Fator de conversão k , para obter E a partir do DLP, de acordo com a região e a idade	53
Tabela 10 – Principais características técnicas do tomógrafo <i>Siemens Somatom Definition AS+</i>	55
Tabela 11 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Crânio	61
Tabela 12 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Tórax	61
Tabela 13 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Abdome	62
Tabela 14 - Principais diferenças entre as características técnicas do tomógrafo físico <i>Somatom Definition AS+</i> 64 (utilizado na clínica) e do tomógrafo simulado <i>Somatom Definition AS 40</i> (utilizado nos cálculos do <i>software</i>)	67
Tabela 15 - Definição do simulador antropomórfico disponibilizado no <i>software CALDose_XCT</i> , a partir da análise das características de cada paciente referente aos protocolos selecionados.....	68
Tabela 16 - Análise das características físicas dos grupos de pacientes de acordo com a região examinada.....	71
Tabela 17 - Análise estatística do valor do mAs total utilizado nos exames de Crânio, Tórax e Abdome	74
Tabela 18 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames selecionados com base na análise estatística descritiva do valor do mAs total	74
Tabela 19 - Análise dos parâmetros técnicos utilizados nos exames	75
Tabela 20 - Análise estatística dos valores de $CDTI_{vol}$ registrado pelo tomógrafo após a conclusão dos exames, referente aos dados dos exames coletados de acordo com os grupos estabelecidos.....	78
Tabela 21 - Comparativo entre os valores de dose típica, baseados nos valores de $CTDI_{vol}$ registrados pelo tomógrafo, e os valores de DRLs definidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais	79
Tabela 22 - Análise estatística dos valores de SSDE calculados a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ total, fornecido pelo equipamento após a conclusão do exame, referente aos dados coletados	80

Tabela 23 - Comparativo entre os valores dos índices de dose referentes aos dados coletados e os valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador para exames de Crânio	83
Tabela 24 - Comparativo entre os valores dos índices de dose referentes aos dados coletados e os valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador para exames de Tórax.....	84
Tabela 25 - Comparativo entre os valores dos índices de dose referentes aos dados coletados e os valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador para exames de Abdome.....	84
Tabela 26 - Comparativo entre os valores de dose obtidos através da dosimetria com objeto simulador e os valores de DRLs definidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais	85
Tabela 27 - Estimativa dos valores de dose absorvida nos principais órgãos radiosensíveis de acordo com o valor de $CTDI_{vol}$ para cada tipo de exame e seus respectivos grupos, utilizando o <i>software CALDose_XCT</i>	87
Tabela 28 - Valores de dose efetiva obtidos pela simulação MC por meio do <i>software CALDose_XCT</i>	88
Tabela 29 - Valores de dose efetiva obtidos através da metodologia proposta pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC da EC.....	89

LISTA DE SIGLAS

AAPM	Associação Americana de Físicos em Medicina (<i>The American Association of Physicists in Medicine</i>)
ACR	Colégio Americano de Radiologia (<i>American College of Radiology</i>)
AEC	Controle Automático de Exposição (<i>Automatic Exposure Control</i>)
ANS	Agência Nacional de Saúde Suplementar
AP	Ântero-posterior
CTDI	Índice de Dose em Tomografia Computadoriza (<i>Computed Tomography Dose Index</i>)
CTDI ₁₀₀	Índice de Dose em Tomografia Computadoriza para um comprimento de 100 mm
CTDI _{100, ar}	Índice de Dose em Tomografia Computadoriza para um comprimento de 100 mm, medido no ar
CTDI _{100, c}	Índice de Dose em Tomografia Computadoriza para um comprimento de 100 mm, medido no orifício central do objeto simulador
CTDI _{100, p}	Índice de Dose em Tomografia Computadoriza para um comprimento de 100 mm, medido no orifício periférico do objeto simulador
CTDI _{vol}	Índice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrico (<i>Computed Tomography Dose Index Volumetric</i>)
CTDI _w	Índice de Dose em Tomografia Computadoriza ponderado
DLP	Produto da dose pelo comprimento (<i>Dose-length product</i>)
DRLs	Níveis de Referência de Dose (<i>Diagnostic Reference Levels</i>)
EC	Comissão Européia (<i>European Commission</i>)
FDA	Administração de Alimentos e Medicamentos dos Estados Unidos (<i>Food and Drug Administration</i>)
HU	Unidades Hounsfield (<i>Hounsfield units</i>)
IAEA	Agência Internacional de Energia Atômica (<i>International Atomic Energy Agency</i>)
IBGE	Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica (<i>International Commission on Radiological Protection</i>)
ICRU	Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação (<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>)
IN	Instrução Normativa
IR	Incremento de reconstrução
LAT	Látero-lateral
MC	Monte Carlo

MSCT	Tomografia Computadorizada Multi Cortes (<i>Multi Slice Computed Tomography</i>)
PMMA	Polimetilmetacrilato (<i>Polymethylmethacrylate</i>)
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
SBP	Sociedade Brasileira de Pediatria
SI	Sistema Internacional de Unidades
SSCT	Tomografia Computadorizada de Corte Único (<i>Single Slice Computed Tomography</i>)
SSDE	Estimativas de dose por tamanho específico (<i>Size Specific Dose Estimates</i>)
TC	Tomografia Computadorizada
TLDS	Dosímetros termoluminescentes (<i>Thermoluminescent Dosimeter</i>)

LISTA DE ACRÔNIMOS

ALARA	Tão abaixo quanto razoamente exequível (<i>As Low As Reasonably Achievable</i>)
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CEP	Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos
DAPI	Diagnóstico Avançado por Imagem
DICOM	Imagens Digital e Comunicações em Medicina (<i>Digital Imaging and Communications in Medicine</i>)
LabPROSAUD	Laboratório de Produtos para a Saúde
MSAD	Dose Média em Múltiplos Cortes (<i>Multiple Scan Average Dose</i>)
PACS	Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (<i>Picture Archiving and Communication System</i>)
ROI	Região de interesse (<i>Region Of Interest</i>)
SUS	Sistema Único de Saúde

LISTA DE SÍMBOLOS

D	Dose absorvida
D_{corte}	Dose em um ponto específico do plano xy
$d\bar{E}$	Energia média de radiação ionizante depositada
D_{eff}	Diâmetro efetivo (<i>Effective diameter</i>)
dm	Unidade de massa do órgão ou tecido
$D_{\text{série}}$	Dose media de uma série de cortes tomográficos
$D_{T,R}$	Dose média absorvida em um órgão ou tecido
D_w	Diâmetro equivalente de água (<i>Water equivalent diameter</i>)
ϵ	Exposição
E	Dose efetiva
Gy	Gray
H_T	Dose equivalente
I	Intervalo de comprimento
J	Joule
kV	Quilovolt
L	Comprimento de varredura
mA	Miliampère
mAs	Miliampère por segundo
mGy	Miligray
mSv	Milisievert
n	Número de cortes simultâneos realizados por aquisição
p	<i>Pitch</i>
T	Valor nominal da espessura de um corte
w_r	Fator de peso adimensional específico para cada tipo e energia da radiação incidente
w_t	Fator de peso do órgão ou tecido relacionado a radiosensibilidade

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	18
2	OBJETIVOS	24
2.1	OBJETIVO GERAL.....	24
2.2	OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	24
3	REVISÃO DE LITERATURA	25
3.1	MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM TC	25
3.1.1	Aquisição Axial.....	26
3.1.2	Aquisição Helicoidal.....	26
3.2	PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.....	30
3.2.1	Níveis de Referência em Diagnóstico.....	31
3.3	DOSE, FATORES DE EXPOSIÇÃO E IMAGEM	35
3.3.1	Energia do Feixe de raios X.....	35
3.3.2	Produto Entre a Corrente e o Tempo de Exposição.....	36
3.3.3	Colimação e Filtros.....	36
3.3.4	Espessura de Corte.....	37
3.3.5	<i>Pitch</i>	38
3.3.6	Controle Automático de Exposição.....	38
3.4	DOSIMETRIA EM TC.....	40
3.4.1	Dose Absorvida.....	40
3.4.2	Dose Equivalente.....	41
3.4.3	Dose Efetiva.....	42
3.4.4	Grandezas Dosimétricas Específicas de TC.....	42
3.4.4.1	Dose média em múltiplos cortes	44
3.4.4.2	CTDI.....	45
3.4.4.3	CTDI ₁₀₀	46
3.4.4.4	CTDI _w	46
3.4.4.5	CTDI _{vol}	47
3.4.4.6	Produto da dose pelo comprimento	52
3.4.5	Simuladores Computacionais.....	53
3.4.6	Controle de Qualidade em TC.....	54
4	MATERIAIS.....	55
4.1	TOMÓGRAFO	55
4.2	OBJETO SIMULADOR.....	56
4.3	CÂMARA DE IONIZAÇÃO E MULTIMEDIDOR	57
4.4	<i>SOFTWARE CALDose_XCT</i>	58
5	METODOLOGIA.....	60
5.1	REPRODUÇÃO DOS DADOS COLETADOS	63
6	RESULTADOS E DISCUSSÕES	71

6.1	CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA	71
6.2	PARÂMETROS TÉCNICOS	73
6.3	AVALIAÇÃO DOS ÍNDICES DE DOSE DOS DADOS REGISTRADOS PELO TOMÓGRAFO	77
6.4	AVALIAÇÃO DOS ÍNDICES DE DOSE ATRAVÉS DA DOSIMETRIA DOS EXAMES REPRODUZIDOS UTILIZANDO OBJETOS SIMULADORES.....	82
6.5	ESTIMATIVA DA DOSE ABSORVIDA NOS ÓRGÃOS E DA DOSE EFETIVA ATRAVÉS DA DOSIMETRIA DOS EXAMES REPRODUZIDOS UTILIZANDO OBJETOS SIMULADORES	86
7	CONCLUSÃO	91
8	SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS	93
	REFERÊNCIAS	94
	ANEXO A - Certificado de Calibração da Câmara de Ionização e do Multimedidor.....	104
	ANEXO B - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná Sob o Número de Registro 4.638.616.....	106

1 INTRODUÇÃO

O setor de radiodiagnóstico tem evoluído significativamente nos últimos anos, com o advento do primeiro método que possibilitou o estudo de estruturas anatômicas sem sobreposição em 1972, a Tomografia Computadorizada (TC), ao utilizar imagens de secções transversais do corpo. Desde então, a tecnologia empregada na TC foi aperfeiçoada, facilitando a execução dos exames, diminuindo o tempo de aquisição dos dados e aprimorando a qualidade das imagens, possibilitando assim um diagnóstico cada vez mais preciso (KALENDER, 2011; SEERAM, 2015).

Com o aumento na acurácia dos exames de TC, houve um aumento no número de tomógrafos instalados, no número de exames realizados e consequentemente na dose de radiação ionizante média individual por ano que cada indivíduo da população recebe (PINA *et al.*, 2009; DALMAZO *et al.*, 2010; PAUWELS, BOURGUIGNON, 2012; TSUJIGUCHI *et al.*, 2018). Essa crescente aplicabilidade da TC e da dose de radiação ionizante em medicina nas últimas décadas pode ser observada através das publicações nº 160 e 184 do Conselho Nacional de Proteção e de Medições de Radiação (*National Council on Radiation Protection and Measurements* (NCRP)), dos Estados Unidos. Na publicação NCRP nº 160 foram analisadas as estimativas do uso da radiação ionizante em medicina, tendo como base os anos de 1980 a 1982 e 2006, indicando que houve um aumento de cerca de 3 vezes da dose de radiação em procedimentos médicos em comparação com o início da década de 80, para a população dos Estados Unidos, e que a TC foi a principal fonte de radiação ionizante, representando 24% da dose total utilizada em procedimentos médicos (NCRP, 2009). A NCRP nº 160 foi atualizada em 2019, através da publicação NCRP nº 184, indicando que ocorreu um aumento de aproximadamente 20% no número de procedimentos de TC realizados de 2006 a 2016 e que a TC é responsável por 63% da dose efetiva coletiva para procedimentos médicos. Além disso, a publicação evidenciou a exposição à radiação ionizante de pacientes pediátricos e que dentre os procedimentos médicos que utilizam radiação ionizante a TC é a que representa maior parcela na dose efetiva coletiva, apesar da redução no número de exposições (NCRP, 2019).

No Brasil, o aumento no número de exames realizados em TC foi evidenciado através de dois estudos conduzidos por Dovalés *et al.* de 2001 a 2014. O primeiro estudo foi realizado no período de 2001 a 2011, o qual demonstrou que o uso da TC triplicou durante esse período no país e que nos anos de 2008 a 2011, foram realizados cerca de 8 milhões de exames de TC pelo Sistema Único de Saúde (SUS), sendo que 13% desses exames foram realizados em

pacientes com idade inferior a 20 anos, correspondendo a uma das frequências mais elevadas nesta faixa etária quando comparada com países desenvolvidos (DOVALES *et al.*, 2016). O segundo estudo realiza um comparativo referente ao número de exames de TC realizados pelo SUS e por 25 serviços de radiodiagnóstico do setor privado, no período de 2008 a 2014. No SUS foram realizados 17,8 milhões de exames de TC, enquanto no setor privado foram realizados 1,5 milhões de exames de TC. Do total de exames 12,7% e 8,9% correspondem a exames de pacientes com idade inferior a 20 anos realizados pelo SUS e pelo setor privado, respectivamente (DOVALES *et al.*, 2020).

A crescente utilização da TC no Brasil pode ser comprovada também através dos dados da Sociedade Brasileira de Pediatria (SBP) e da Agência Nacional de Saúde Suplementar (ANS). A SBP registrou 225,4 mil exames de TC em 2008 e 466,9 mil exames de TC em 2017, todos esses realizados em crianças de 0 a 19 anos de idade, demonstrando um aumento de aproximadamente 200% no número de exames, apesar da redução de 7% no número de indivíduos registrados com essa faixa etária pelo Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) (SBP, 2018). A ANS registrou 7.659.538 de exames de TC realizados pelos beneficiários de planos de saúde, independente da faixa etária, em 2018, o que representa um aumento de 10% no número de exames em relação a 2016 (ANS, 2019).

O aumento do número de exames de TC, assim como da dose de radiação ionizante média que cada indivíduo recebe por ano, conduziu a uma crescente preocupação dos órgãos reguladores com relação a radiosensibilidade dos tecidos, a dose nos órgãos e a dose efetiva a que os pacientes são expostos durante os exames de TC (BRENNER, HALL, 2007; AAPM, 2011). Segundo estudos, os exames de TC representam de 5 a 10% dos procedimentos de radiodiagnóstico por imagem, mas são responsáveis por 40 a 67% da dose de radiação ionizante em relação a todas as modalidades de radiodiagnóstico (VOCK, 2005; SADETZKI, 2007; FRANCK *et al.*, 2016). O que gera uma grande preocupação em relação aos pacientes pediátricos, pois esses apresentam uma maior radiosensibilidade e um maior risco de desenvolver câncer radioinduzido, devido a sua maior expectativa de vida associada ao período de latência para desenvolvimento da patologia (AWAI, SUZUKI, MURAMASTU, 2005; PATERSON, FRUSH, 2007; FRUSH, 2011; ALIBEK *et al.*, 2011; RAJARAMAN *et al.*, 2011; NIEMANN *et al.*, 2015).

Segundo Huda *et al.* (2007) e Dorfman *et al.* (2011) a dose de radiação ionizante recebida por pacientes pediátricos é similar a dose de radiação ionizante recebida por pacientes adultos em exames de TC (HUDA, VANCE, 2007; DORFMAN *et al.*, 2011). Isto se deve ao

uso incorreto dos protocolos para aquisição das imagens, a falta de padronização e a falta de ajustes dos parâmetros técnicos utilizados nos exames de TC. Outro fator relevante é a calibração inadequada dos *softwares* da modulação automática de corrente, que geralmente é realizada a partir do objeto simulador específico para adultos, levando a uma superexposição de pacientes pediátricos, uma vez que as dimensões equivalentes ao seu corpo não são consideradas (LI *et al.*, 2010; PAUWELS, BOURGUIGNON, 2012).

Existe uma clara evidência de que cerca da metade dos exames de TC são inadequados, e que a maioria dos profissionais da área de saúde não estão cientes da dose de radiação ionizante utilizada nos exames e dos riscos associados (MALONE *et al.*, 2012). Sendo assim, é fundamental a conscientização dos profissionais envolvidos e a avaliação da dose de radiação ionizante utilizada em exames pediátricos de TC, a fim de fornecer estimativas das doses individuais dos pacientes e uma análise mais precisa dos riscos associados aos exames (FRUSH, 2011). Com esse intuito, a Aliança para Segurança Radiológica em Imagem Pediátrica (*Alliance for Radiation Safety in Pediatric Imaging*) fundada pela Sociedade de Radiologia Pediátrica, pela Associação Americana de Físicos em Medicina, pelo Colégio Americano de Radiologia e pela Sociedade Americana de Tecnólogos em Radiologia e formada por mais de 100 organizações de saúde, lançou em 2008, a campanha *Image Gently*, que tem o objetivo de educar e de conscientizar sobre o uso da radiação ionizante nos exames de TC em pacientes pediátricos (IMAGE GENTLY, 2021). Outros pontos importantes são a otimização do desempenho dos tomógrafos e a implementação de protocolos dedicados de baixa dose, considerando o tamanho, a composição corporal e a idade do paciente, pois quanto maior a dose de radiação ionizante absorvida durante o exame de TC, maior será a probabilidade de desenvolver um dano celular por efeito estocástico, contribuindo assim para o surgimento de células cancerígenas e a morte (BRENNER, HALL, 2007; MENDONÇA, SANTOS, SILVA, 2013; NIEMANN *et al.*, 2015; FRANCK *et al.*, 2016).

Ao término de um exame de TC, o equipamento fornece um relatório, o qual contém as informações pertinentes do paciente e os parâmetros técnicos do protocolo empregado no exame. Além de fornecer a dose ponderada da radiação produzida pelo tomógrafo durante a execução do exame, nas direções x, y e z, que corresponde ao Índice de Dose em Tomografia Computadorizada Volumétrica (*Computed Tomography Dose Index Volumetric* (CTDI_{vol})). O valor do CTDI_{vol} é baseado em medidas realizadas pelo fabricante do tomógrafo e pode ser alterado a partir da alteração dos seguintes parâmetros: da corrente (mA), da tensão (kV), do tempo de rotação (s), do ponto focal e da forma do tubo de raios X, da espessura e do material

do filtro, da espessura do corte utilizada no exame, do valor do *pitch*, da densidade e da localização do objeto simulador em relação ao detector (McNITT-GRAY, 2002; STRAUSS *et al.*, 2009; ZACHARIAS *et al.*, 2013). Entretanto, o $CTDI_{vol}$ não corresponde à dose real do paciente, pois ele é estimado a partir do tamanho de um objeto simulador de Polimetilmetacrilato (PMMA), que pode ser de 16 cm de diâmetro, equivalente às dimensões da cabeça de um adulto ou do corpo de uma criança, ou de 32 cm de diâmetro, equivalente às dimensões do corpo de um adulto (SAMEI *et al.*, 2017).

Os protocolos de exames desenvolvidos pelos fabricantes dos tomógrafos, geralmente utilizam o objeto simulador de PMMA de 32 cm de diâmetro para definir o $CTDI_{vol}$, o que é incompatível com os parâmetros pediátricos, tendendo a superestimar a dose para pacientes obesos e subestimar a dose para pacientes pequenos e pediátricos, pois não considera as dimensões corretas do paciente (EC, 2016). Segundo Vock, se utilizarmos os mesmos parâmetros técnicos de exposição para adquirir imagens dos objetos simuladores de PMMA de 16 e de 32 cm de diâmetro, haverá um aumento de 33% a 100% no valor do Índice de Dose em Tomografia Computadorizada (*Computed Tomography Dose Index* (CTDI)), para o objeto simulador de PMMA de 16 cm em comparação com o objeto simulador de 32 cm (VOCK, 2005). A dose estimada para um paciente adulto em um exame de TC do Abdome será cerca de 70% do $CTDI_{vol}$ fornecido no console do tomógrafo, enquanto a dose estimada para o mesmo exame de um paciente pediátrico será aproximadamente três vezes maior do que o $CTDI_{vol}$ indicado pelo equipamento (AAPM, 2011; ICRP, 2013).

Os protocolos podem ser otimizados de maneira simplificada, desde que o tomógrafo esteja devidamente calibrado e disponibilize o *software* Controle Automático de Exposição (*Automatic Exposure Control* (AEC)) que define os parâmetros técnicos a serem utilizados no exame de acordo com a atenuação do paciente, mantendo a referência de qualidade de imagem pré estabelecida, e dos algoritmos de reconstrução pré e pós processamento de imagem (YU *et al.*, 2011; MAHROOQI, NG, SUN, 2015). Um dos fatores definidos pelo AEC é a tensão do tubo de raios X; por exemplo, se a tensão do tubo for alterada de 120 kV para 100 kV, haverá uma redução de 25% a 30% no valor do $CTDI_{vol}$ e conseqüentemente uma redução de aproximadamente 30% no valor da dose absorvida (BJÖRKDAHL, NYMAN, 2010; YU *et al.*, 2011; HOUGH *et al.*, 2012; RANI *et al.*, 2015). Com o objetivo de reduzir a dose através do ajuste do valor da tensão do tubo empregada nos exames, alguns estudos foram realizados e concluiu-se que a tensão ideal para execução de exames pediátricos em TC é de 80 kV a 100 kV (VOCK, 2005; HOUGH, 2012; ICRP, 2013). Outro fator definido pelo AEC é a corrente

do tubo de raios X, modulada nos eixos x, y e z de acordo com a forma do paciente. Exemplificando, se o produto da corrente do tubo pelo tempo de rotação (mAs) for alterado de 180 mAs para 50 mAs, haverá uma redução de 70% no valor do $CTDI_{vol}$ e conseqüentemente uma redução de aproximadamente 70% no valor da dose absorvida (LUCAYA *et al.*, 2000; ZACHARIAS *et al.*, 2013; RANI *et al.*, 2015). Segundo Greess *et al.*, pode-se reduzir a dose de radiação de 26% a 43%, dependendo da forma e do peso da criança, sem comprometer a qualidade da imagem através da modulação da corrente do tubo empregada na TC Multi Cortes (GREESS *et al.*, 2004). Além do ajuste desses parâmetros é possível reduzir de 10% a 50% o valor da dose de radiação ionizante utilizada nos exames através dos algoritmos iterativos de reconstrução de imagens (ZACHARIAS *et al.*, 2013; MAHROOQI, NG, SUN, 2015).

Outro ponto a ser abordado é a obtenção da estimativa de dose absorvida para diferentes pacientes, a partir de fatores de conversão relacionados à atenuação e ao tamanho do corpo do paciente em comparação com as propriedades do objeto simulador padrão, que corresponde às Estimativas de Dose por Tamanho Específico (*Size Specific Dose Estimates* (SSDE)). A SSDE estima a dose média para a região central da área de estudo através do valor do $CTDI_{vol}$ fornecido pelo tomógrafo e das dimensões ântero-posterior (AP) e látero-lateral (LAT) do paciente ou pelo diâmetro efetivo (D_{eff}) do paciente, ou ainda pelo diâmetro equivalente de água (D_w) (AAPM, 2011; AAPM, 2014).

Portanto, os valores do índice de dose fornecidos pelo tomógrafo, durante a execução de um protocolo pediátrico específico, precisam ser coletados e o protocolo reproduzido em objetos simuladores de PMMA com diâmetros próximos aos do paciente pediátrico, a fim de avaliar a dose de radiação ionizante. Estes valores reais podem então ser comparados aos valores fornecidos nos diversos protocolos pediátricos. A partir dessa avaliação, poder-se-á estabelecer critérios de aplicação de protocolos de otimização de dose para outros equipamentos do mesmo fabricante, o que implicaria em um impacto direto na redução da dose absorvida pelo paciente.

Possibilitando assim, a otimização do desempenho dos tomógrafos, o monitoramento mais frequente da dose de radiação ionizante utilizada nos exames e à implementação de protocolos dedicados de baixa dose, levando em consideração o tamanho e a idade do paciente, pois segundo o relatório *Task Group 204* da Associação Americana de Físicos em Medicina (*The American Association of Physicists in Medicine* (AAPM)) existe uma grande diferença no biótipo de crianças da mesma idade (AAPM, 2011).

Deste modo, atenderemos os princípios de radioproteção e zelaremos pela vida dos futuros pacientes, minimizando exposições desnecessárias à radiação ionizante, diminuindo assim os riscos de ocorrência de câncer radioinduzido. Além de atender as recomendações internacionais e as normativas nacionais com respeito à proteção radiológica e aos requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de TC, conforme a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) 330 e a Instrução Normativa (IN) N° 93, de 27 de maio de 2021, da ANVISA. A RDC 330 e a IN N° 93 estabelecem requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de TC médica, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, os valores representativos de dose em sistemas de TC médica são obrigatórios, e com periodicidade na aceitação do equipamento, anual ou após reparos. Na IN N° 93 está estabelecido o valor representativo de dose para pacientes pediátricos com 5 anos de idade e com aproximadamente 20 kg para exames de TC de Abdome (BRASIL, 2021).

Este estudo possibilitará também a coleta de dados em campo referente à dose de radiação ionizante empregada nos exames de TC em crianças de 0 a 10 anos de idade e ampliará o banco de dados quanto à dose de radiação ionizante, disponibilizando mais subsídios para análises e estudos. Sendo conhecido que existe uma carência de estudos relacionados à estimativa de dose e aos riscos relacionados a exames de TC em pacientes pediátricos, principalmente no Brasil (JORMADA, SILVA, 2013; ALZIMAMI, 2014; MIGLIORETTI *et al.*, 2013).

2 OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GERAL

Objetivo deste estudo foi estabelecer uma metodologia para a avaliação da dose de radiação ionizante por tamanho específico (SSDE) utilizada nos exames pediátricos de TC, a partir dos dados coletados e dos dados obtidos através de dosimetria, com os valores de referência das recomendações internacionais e das normativas publicadas pelo órgão regulamentador nacional, para exames de TC.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Os objetivos específicos são:

- Coletar os dados referente aos exames realizados de TC de Crânio, de Tórax e de Abdome de crianças de 0 a 10 anos de idade, no período de janeiro de 2018 a janeiro de 2021, através do Sistema de Comunicação e Arquivamento de Imagens (*Picture Archiving and Communication System* (PACS)). Tal coleta de dados ocorreu na unidade Palladium da Clínica Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI), localizada na cidade de Curitiba no estado do Paraná;
- Realizar o levantamento das características físicas desses pacientes e os parâmetros técnicos utilizados nos exames.
- Avaliar a dose de radiação ionizante a que os pacientes foram expostos utilizando um objeto simulador de PMMA, assim como através de simulações por Monte Carlo (MC) por meio do *software CALDose_XCT*.
- Analisar e comparar os valores das estimativas de dose de radiação ionizante utilizada nos exames com os valores de referência das recomendações internacionais e do órgão regulamentador nacional.

3 REVISÃO DE LITERATURA

Com o advento da TC houve um avanço no setor de radiodiagnóstico, devido a aquisição de imagens de cortes discretos de alta qualidade, sem sobreposições de estruturas e a visualização de tecidos moles de regiões completas do corpo humano, através de representações volumétricas. No entanto, os níveis de dose de radiação ionizante utilizados nos exames são elevados, assim como o custo dos exames em comparação com os exames de Raios X (BROOKS, 1993; FRIEDLAND, THURBER, 1996; KALENDER, 2011).

De acordo com Seeram (2015), o princípio utilizado na aquisição de imagens em TC é semelhante ao princípio utilizado nos exames de Raios X, sendo assim as imagens adquiridas em TC representam o nível da intensidade dos fótons que interagiram e foram atenuados pelas estruturas internas do paciente, de acordo com a densidade e o número atômico de cada região. A partir desses dados coletados pelos detectores e das informações relacionadas a posição da mesa e do tubo de raios X, equações matemáticas são utilizadas para determinar a relação espacial entre as estruturas presentes na região irradiada, gerando assim, uma matriz com os valores de atenuação ou dose absorvida. Em seguida, essa matriz é convertida em imagem em tons de cinza com seus respectivos valores de Hounsfield (HU), os quais correspondem aos valores de atenuação específicos de cada estrutura. A imagem então é visualizada no console do equipamento ou armazenada pelo operador do equipamento (SEERAM, 2015).

A evolução das tecnologias empregadas na TC possibilitou o seu aprimoramento, reduzindo desta maneira o tempo de execução e o custo dos exames, além de melhorar significativamente a qualidade da imagem (KALENDER, 2011). Outro ponto importante relacionado a TC está relacionado a dosimetria, pois nesta modalidade de exames as grandezas dosimétricas utilizadas são específicas para TC devido a configuração do sistema (MARTIN, 2008).

3.1 MÉTODOS DE AQUISIÇÃO DE IMAGENS EM TC

Um dos fatores que determinam o método de aquisição de imagens em TC é a movimentação da mesa do equipamento, durante a exposição do paciente ao feixe de raios X.

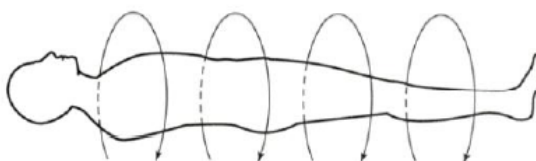
Sendo assim, os métodos utilizados podem ser classificados em aquisição axial ou aquisição helicoidal.

3.1.1 Aquisição Axial

No método de aquisição axial o movimento da mesa é intermitente em relação ao movimento do tubo de raios X e dos detectores. Portanto, a mesa permanece estacionária enquanto o tubo de raios X e os detectores se movimentam. Ao final de cada ciclo completo de rotação do tubo de raios X e dos detectores ocorre uma breve pausa de todo o sistema, a qual é denominada de atraso entre cruzamentos, seguida do deslocamento da mesa, neste momento não ocorre qualquer aquisição de imagem, na sequência o tubo de raios X e os detectores se reposicionam para uma nova aquisição (ROMANS, 2011).

Sendo assim, neste método para cada rotação completa do tubo de raios X e dos detectores é realizada uma única aquisição de imagem (Figura 1), onde o número de imagens adquiridas será proporcional ao número de fileiras de detectores, que geralmente corresponde a uma ou duas fileiras. Conduzindo a diversas exposições sucessivas em áreas discretas diferentes do paciente para a aquisição de todas as imagens necessárias da região de interesse de diagnóstico, prolongando o tempo de execução do exame (ROMANS, 2011).

Figura 1 - Método de aquisição axial



Fonte: Modificado de SEERAM (2015)

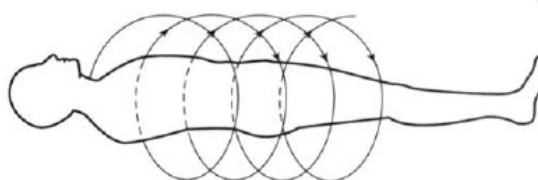
3.1.2 Aquisição Helicoidal

O método de aquisição helicoidal foi desenvolvido com base no princípio utilizado nos tomógrafos de terceira geração, em 1980, por Willi Alfred Kalender. Este método reduziu o intervalo de tempo durante as aquisições, minimizando desta maneira os artefatos de

movimento nos exames, além de melhorar a qualidade diagnóstica de reconstrução de imagens em diferentes planos e em três dimensões, devido a aquisição de dados volumétricos. Dentre as vantagens da aquisição volumétrica pode-se destacar a reconstrução de imagens arbitrárias de qualquer segmento do volume adquirido, sem a necessidade de outra aquisição de dados, evitando assim exposições adicionais do paciente a radiação ionizante (Seeram, 2015).

Neste método a aquisição de dados é realizada de forma contínua, onde o tubo de raios X, os detectores e a mesa se movem simultaneamente, gerando aquisições em forma de espiral, resultando em uma varredura volumétrica da região a ser estudada (Figura 2).

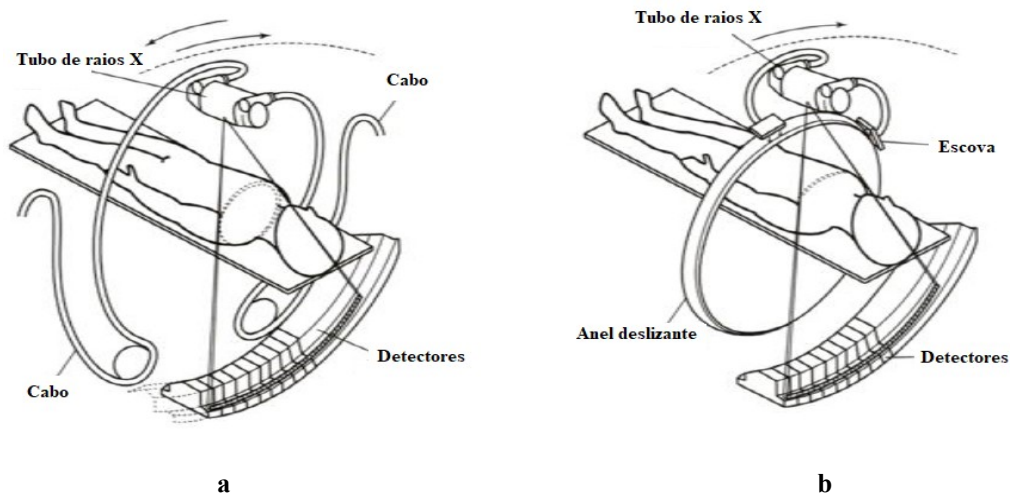
Figura 2 - Método de aquisição helicoidal



Fonte: Modificado de SEERAM (2015)

A rotação contínua do tubo de raios X e dos detectores só foi possível através da implementação da tecnologia de anel deslizante (*slip ring*). A tecnologia *slip ring* utiliza dispositivos eletromecânicos que realizam a transferência de energia e de informações elétricas entre dispositivos fixos e móveis. Esse sistema utiliza materiais condutores no formato de escovas móveis e de anéis estacionários, nos quais as escovas deslizam entre os sulcos de contato dos anéis, transmitindo energia e sinais elétricos de maneira contínua e eficiente (Figura 3). Pelo fato desta tecnologia apresentar diversas vantagens para o sistema de aquisição de dados, ela ainda é utilizada nos tomógrafos (BUSHONG, 2010; ROMANS, 2011; SEERAM, 2015).

Figura 3 - Diferenças entre o sistema de alimentação dos tomógrafos por meio dos cabos de alta tensão (a) e slip ring (b)



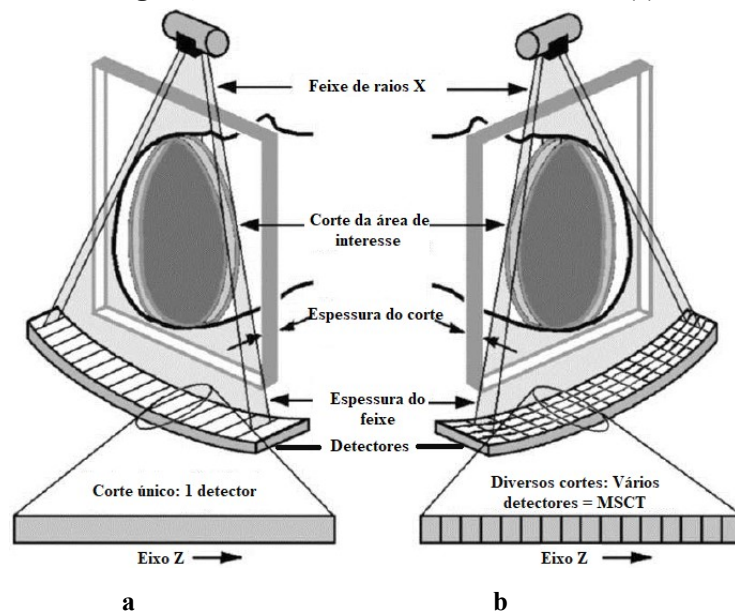
Fonte: Modificado de SEERAM (2015)

Apesar das inúmeras vantagens do método de aquisição helicoidal, a aquisição de dados deste método cria lacunas entre as áreas irradiadas e conseqüentemente artefatos característicos que comprometem a qualidade das imagens. Para contornar essas falhas os sistemas utilizam programas de reconstrução com técnicas de interpolação, possibilitando a aquisição de imagens de alta qualidade e sem artefatos. Inicialmente, utilizou-se o algoritmo de interpolação linear de 360 graus, o qual foi substituído pelo algoritmo de interpolação linear de 180 graus, que melhorou significativamente a qualidade das imagens. O algoritmo linear de 180 graus permite o processamento de dados mais próximos uns dos outros no processo de interpolação, pelo fato de calcular um segundo espiral de dados oposto ao espiral de dados coletado, aperfeiçoando desta maneira a imagem produzida e conseqüentemente melhorando a qualidade das imagens em relação ao algoritmo linear de 360 graus (KALENDER, 2011; SEERAM, 2015).

Outros dois parâmetros importantes no método de aquisição de dados helicoidal são a velocidade da mesa, determinada pelo fator *pitch* e o incremento de reconstrução (IR). O *pitch* corresponde a razão da velocidade de deslocamento da mesa pela espessura do corte da área irradiada ou pela colimação total do feixe, este último utilizado em tomógrafos multi cortes (*multislice*). Já o IR determina o grau de sobreposição seccional para melhorar a qualidade da imagem, sendo assim, quanto menor o IR melhor será a qualidade da imagem, no entanto acarretará um aumento no intervalo de tempo utilizado para a execução, o processamento e a reconstrução dos dados do exame (SEERAM, 2015).

Além disso, dentro do método de aquisição helicoidal existem duas subcategorias, a Tomografia Computadorizada de Corte Único (*Single Slice Computed Tomography* (SSCT)) e a Tomografia Computadorizada Multi Cortes (*Multi Slice Computed Tomography* (MSCT)), as quais se diferem pelo número de linhas de detectores utilizados durante a aquisição de dados. A SSCT utiliza apenas uma linha de detectores para cada aquisição, enquanto a MSCT utiliza diversas linhas de detectores de dimensões iguais ou diferentes para cada aquisição, como demonstrado na Figura 4 (GOLDMAN, 2008; KALENDER, 2011).

Figura 4 - Configuração dos detectores utilizados na SSCT (a) e MSCT (b)



Fonte: Modificado de GOLDMAN (2008)

O desenvolvimento da MSCT teve como base a terceira geração de tomógrafos e foi implementada na medicina diagnóstica em 1998, a fim de melhorar a performance do método de aquisição helicoidal, proporcionando a aquisição simultânea de diversos cortes num pequeno intervalo de tempo, o que possibilita a aquisição de dados de uma maior extensão da região de interesse (FLOHR, 2013; SEERAM, 2015).

Através da MSCT foram introduzidos novos conceitos quanto à tecnologia de detectores, a geometria de aquisição de dados e aos algoritmos de reconstrução de imagem em TC, uma vez que este tipo de sistema utiliza um feixe de raios X em formato cônico (SEERAM, 2015). Entretanto, o feixe de raios X cônico produz artefatos específicos, decorrentes dos fótons que incidem obliquamente nos detectores. Por esta razão, os tomógrafos MSCT utilizam algoritmos de interpolação específicos, baseados na varredura espiral por amostragem

entrelaçada, na interpolação por filtragem z e na reconstrução de feixe em leque (KOHL, 2005; GOLDMAN, 2008; SEERAM, 2015).

A MSCT revolucionou a TC, pois possibilitou a aquisição de imagens com maior resolução longitudinal num menor intervalo de tempo, minimizando assim, os artefatos de movimento. Esse avanço ocorreu pela redução da espessura de corte e pelo agrupamento de diversas linhas de detectores em uma única rotação do tubo de raios X, possibilitando assim, a aquisição de dados de uma área anatômica maior e com mais detalhes (KOHL, 2005; KALRA, 2008).

Outra melhoria significativa da MSCT foi a aquisição de imagens isotrópicas, que viabilizaram a reconstrução de imagens tridimensionais ou multiplanares, em qualquer posição e com diferentes espessuras de corte sem a necessidade de uma nova aquisição de dados. Tais melhorias associadas ao melhor desempenho dos tomógrafos, permitiram a otimização de uma variedade de protocolos clínicos, devido ao incremento da extensão da área examinada em uma única rotação. Volumes anatômicos com extensão de 160 mm de comprimento podem ser adquiridos em uma única rotação, proporcionando assim, a aquisição de imagens dinâmicas e em tempo real, ampliando a aplicabilidade da MSTC na medicina diagnóstica (KOHL, 2005; KALRA, 2008).

3.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A proteção radiológica ou radioproteção consiste em um conjunto medidas que tem por objetivo proteger o ser humano e o meio ambiente de efeitos prejudiciais ocasionados pelas radiações ionizantes.

A avaliação quantitativa e qualitativa dos efeitos da radiação ionizante só é possível através da definição das grandezas radiológicas e suas unidades, dos instrumentos de medição e do detalhamento dos procedimentos que utilizam radiação ionizante, os quais são delineados e atualizados pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection* (ICRP)) e pela Comissão Internacional de Unidades e Medições de Radiação (*International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU)) (TAUHATA *et al.*, 2013).

Outra organização importante nesse quesito é a Agência Internacional de Energia Atômica (*International Atomic Energy Agency* (IAEA)), que define padrões básicos de segurança em radiodiagnóstico com a menor exposição possível do paciente a radiação ionizante sem que afete a qualidade diagnóstica do procedimento, considerando os recursos disponíveis (IAEA, 2014).

Dentre as recomendações, a publicação número 71 da IAEA e a publicação número 121 da ICRP, define as orientações para proteção contra os efeitos nocivos da radiação ionizante em procedimentos médicos realizados em pacientes pediátricos. Além de enfatizar a importância da capacitação dos profissionais, a fim de garantir a aplicabilidade dos parâmetros técnicos adequados e a aquisição de imagens com qualidade diagnóstica satisfatória, com a menor dose de radiação ionizante possível (IAEA, 2012; ICRP, 2013).

Com o intuito de atingir esse objetivo foram definidos três princípios dentro da proteção radiológica, os quais são considerados seus pilares, são eles a justificção, a otimização e os limites de dose individuais. Sendo assim, a avaliação da quantidade de radiação ionizante e a otimização dos protocolos empregados em TC podem ser realizadas utilizando diversos métodos, dentre eles se destaca os Níveis de Referência em Diagnóstico (ICRP, 2017).

3.2.1 Níveis de Referência em Diagnóstico

Os Níveis de Referência em Diagnóstico (*Diagnostic Reference Levels* (DRLs)) definem os valores de referência com relação a quantidade de radiação ionizante que deve ser respeitada durante a execução de procedimentos médicos específicos para um grupo de pacientes selecionados ou para um objeto simulador padrão (ICRP, 2017).

Portanto, os DRLs estabelecem uma referência com relação aos valores de dose a serem utilizados nos procedimentos médicos para que os pacientes não sejam expostos desnecessariamente e para que as imagens apresentem uma qualidade satisfatória para diagnóstico, determinando desta maneira que os valores inferiores ou superiores aos estabelecidos como referência sejam investigados. A flutuação dos valores de dose em relação ao limiar não significa que o procedimento tenha sido executado de maneira errônea, inadequada ou que houve a utilização das boas práticas em radiodiagnóstico, uma vez que é

necessário avaliar todo o processo envolvido na aquisição das imagens, desde o biotipo do paciente até a qualidade da imagem exibida no console do equipamento (ICRP, 2017).

Os DRLs são apenas uma referência, não uma restrição ou um limite, e devem ser definidos para cada modalidade de procedimento e equipamento, levando em consideração os recursos técnicos e humanos disponíveis para a execução dos exames, por meio de um programa de controle de qualidade. A implementação e a aplicação contínua de um programa de controle de qualidade em TC possibilita o monitoramento dosimétrico dos exames e a otimização dos protocolos, assegurando assim, que o exame seja executado com o menor valor de dose possível e que a imagem apresente qualidade diagnóstica satisfatória (ICRP, 2017).

Os valores de DRLs são definidos com base em dados coletados de registros ou pesquisas, sendo classificados em local, nacional e regional. Os valores de DRLs local correspondem ao valor do 3º quartil ou 75º percentil da distribuição dos valores de dose a que um grupo de pacientes padronizados foram expostos à um determinado procedimento, abrangendo os departamentos de radiologia em um grande centro de saúde ou de um grupo de centros de saúde. Os valores de DRLs nacional representam o valor do 3º quartil ou 75º percentil dos valores medianos (50º percentil) das distribuições dos valores de dose a que um grupo de pacientes foram expostos à um procedimento específico, definidos a partir de uma amostra representativa dos departamentos de radiologia de um país. Já os valores de DRLs regional condizem ao valor mediano (50º percentil) da distribuição dos valores de DRLs nacionais para um determinado procedimento (ICRP, 2017; EC, 2018).

Entretanto, quando existe uma escassez de dados ou quando os valores da quantidade de dose utilizada em procedimentos médicos se referem a uma única sala ou a um serviço com poucas salas de procedimentos, não sendo possível definir os valores de DRLs local, existe uma flexibilidade ao estabelecer os valores de DRLs e com isso define-se a dose típica. A dose típica corresponde a mediana da distribuição dos valores de dose a que um grupo de pacientes foram expostos à um procedimento específico e deve ser utilizada para identificar a necessidade de otimização dos protocolos empregados até que uma pesquisa mais ampla seja conduzida (ICRP, 2017).

Os valores de DRLs ou da dose típica são estabelecidos a partir de grandezas apropriadas para cada modalidade de imagem em radiodiagnóstico, de acordo com um protocolo específico e com as características dos pacientes. Portanto, os índices de dose utilizados para definir os valores de DRLs em TC são o $CTDI_{vol}$ e o valor do Produto da Dose pelo Comprimento (*Dose-length product* (DLP)). Outro índice de dose que pode ser utilizado

é o SSDE, apesar de não ser considerado ainda uma quantidade adequada, pelo fato do SSDE ser utilizado em menor escala que o $CTDI_{vol}$.

A seguir são apresentados os valores de DRLs para pacientes adultos e pediátricos, definidos a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ e do DLP, utilizados como referência neste trabalho. Pela escassez de dados nacionais, além de utilizar valores de DRLs nacional definidos pela ANVISA na Tabela 1, utilizou-se também os valores de DRLs nacional dos Estados Unidos, definidos pelo Colégio Americano de Radiologia (*American College of Radiology (ACR)*) na Tabela 2 e os valores de DRLs regional europeu, definidos pela EC na Tabela 3.

Tabela 1 - Valores de DRLs para pacientes adulto e pediátrico, determinados pela ANVISA

Exame	$CTDI_{vol}$ (mGy) de referência	
Adulto padrão (indivíduo com altura entre 1,60 e 1,75 m e com peso entre 60 e 75 kg)	Cabeça	70
	Abdome	25
Pediátrico (indivíduo com 5 anos de idade e com cerca de 20 kg)	Abdome	20

Fonte: Modificado de BRASIL (2021)

Tabela 2 - Valores de DRLs nacional dos Estados Unidos, baseado em objeto simulador de PMMA para pacientes adulto e pediátrico

Exame	Diâmetro Lateral do Paciente (cm)	Diâmetro do Objeto Simulador (cm)	$CTDI_{vol}$ DRL (mGy)
Adulto	Cabeça	16	75
	Tórax	35	21
	Abdome	38	25
Pediátrico	Cabeça (1 ano de idade)	15	35
	Abdome (5 anos de idade)	16	15
		32	7,5

Fonte: Modificado de ACR (2018)

Tabela 3 - Valores de DRLs estabelecidas pela EC referentes a exames com apenas uma fase

Exame	Diâmetro do Objeto Simulador (cm)	Grupo	DRLs Europa	
			CTDI _{vol} (mGy)	DLP (mGy.cm)
Cabeça	16	0-3 meses	24	300
		3 meses-< 1 ano	28	385
		1 -< 6 anos	40	505
		≥ 6 anos	50	650
Tórax	32	5 -< 15 kg	1,8	50
		15 -< 30 kg	2,7	70
		30 -< 50 kg	3,7	115
		50 -< 80 kg	5,4	200
Abdome	32	5 -< 15 kg	3,5	120
		15 -< 30 kg	5,4	150
		30 -< 50 kg	7,3	210
		50 -< 80 kg	13	480

Fonte: Modificado da publicação nº 185 da EC (2018)

Apesar da dose efetiva não ser considerada uma grandeza apropriada para definir os valores de DRLs, por relacionar fatores desnecessários e desapropriados para este propósito, ela é utilizada como um dos indicadores que correlacionam o nível de dose ao nível de dano em radiodiagnóstico (UNSCEAR, 2008; ICRP, 2017). Sendo assim, a AAPM definiu valores típicos de dose efetiva para diversas modalidades de exames (Tabelas 4), possibilitando a comparação com o grau de exposição a radiação ionizante de fundo a que somos expostos em diversos ambientes e a associação com o risco de câncer radioinduzido (AAPM, 2008).

Tabela 4 - Valores típicos de dose efetiva para diversos exames que utilizam radiação ionizante

Exame	Dose efetiva (mSv)
Raios X da Mão	< 0,1
Raios X de Tórax	0,1 – 0,2
Raios X de Coluna Lombar	0,5 – 1,5
TC de Crânio	1 – 2
TC de Tórax	5 – 7
TC de Abdome	5 – 7
TC de Pelve	3 – 4
TC de Abdome e Pelve	8 – 14

Fonte: Modificado de AAPM (2008)

3.3 DOSE, FATORES DE EXPOSIÇÃO E IMAGEM

Várias abordagens estão sendo utilizadas para determinar os parâmetros técnicos adequados ao biotipo do paciente e ao exame solicitado, com o objetivo de reduzir as doses utilizadas nos exames de TC, sem que haja perda de informações diagnósticas nas imagens adquiridas (AAPM, 2008). Os principais fatores que influenciam diretamente a dose de radiação em TC são: a energia do feixe de raios X (kV), o produto entre a corrente e o tempo de exposição (mAs), os filtros, a colimação, a espessura do corte e o *pitch* (McNITT-GRAY, 2002; HUDA, METTLER, 2011; ZACHARIAS *et al.*, 2013).

3.3.1 Energia do Feixe de raios X

A energia do feixe de raios X é determinada pela tensão (kV) do tubo de raios X e determina a qualidade do feixe de raios X. A tensão do tubo deve ser definida de acordo com cada exame de TC, considerando as propriedades de atenuação e a composição corporal da região a ser examinada. Ao reduzir o valor da tensão em um exame de TC, conseqüentemente minimiza-se a dose de radiação ionizante empregada no exame e melhora-se o contraste da imagem. Entretanto, haverá uma redução no nível da qualidade da imagem, devido ao acréscimo na proporção de ruído na imagem (YU *et al.*, 2011; MAHROOQI, NG, SUN, 2015).

O ruído é definido como o desvio padrão dos números de TC em unidades Hounsfield de uma região de interesse (*Region Of Interest* (ROI)), em uma imagem para uma área homogênea do objeto simulador. Quanto menor o ruído melhor será a qualidade da imagem, a fim de manter a qualidade diagnóstica da imagem, ao diminuir o valor da tensão deve-se empregar um valor de mAs maior, desde que a dose de radiação seja igual ou inferior a dose pré-estabelecida (YU *et al.*, 2011; MAHROOQI, NG, SUN, 2015).

Ao alteramos a tensão do tubo de raios X de 120 kV para 100 kV, ocorre uma redução de aproximadamente 30% no valor da dose absorvida e conseqüentemente uma diminuição de 25% a 30% no valor do $CTDI_{vol}$, devido a relação não linear entre a tensão e a dose (BJÖRKDAHL, NYMAN, 2010; YU *et al.*, 2011; HOUGH *et al.*, 2012; ZACHARIAS *et al.*, 2013; RANI *et al.*, 2015). Com o objetivo de reduzir a dose através do ajuste do valor da tensão do tubo empregada nos exames, alguns estudos foram conduzidos e concluiu-se que a tensão

ideal para execução de exames pediátricos em TC é de 80 kV a 100 kV (VOCK, 2005; HOUGH *et al.*, 2012; ICRP, 2013).

3.3.2 Produto Entre a Corrente e o Tempo de Exposição

A corrente (mA) do tubo de raios X determina a quantidade de fótons de raios X produzidos, e o tempo de exposição (s) determina o intervalo de tempo de rotação do tubo, em que ocorre a emissão de fótons de raios X. O tempo de exposição deve ser mantido o mais baixo possível a fim de reduzir os artefatos de movimento. Portanto, o produto entre a corrente e o tempo de exposição (mAs) representa o trabalho do equipamento em um determinado intervalo de tempo, e possui uma relação linear com a dose de radiação ionizante utilizada em um exame de TC (ZACHARIAS *et al.*, 2013).

Sendo assim, se o mAs for alterado de 180 mAs para 50 mAs, haverá uma redução de 70% no valor da dose absorvida e conseqüentemente uma redução de aproximadamente 70% no valor $CTDI_{vol}$ (LUCAYA *et al.*, 2000; ZACHARIAS *et al.*, 2013; RANI *et al.*, 2015). Entretanto, acarretará um aumento de aproximadamente 80% no valor do ruído, uma vez que o ruído da imagem é inversamente proporcional a raiz quadrada do mAs (ICRP, 2013; MAHROOQI, NG, SUN, 2015).

3.3.3 Colimação e Filtros

A colimação delimita a região a ser irradiada, evitando assim, que estruturas adjacentes localizadas fora da área de interesse sejam irradiadas desnecessariamente, além de melhorar o contraste da imagem por reduzir a radiação secundária e a radiação espalhada. Quando a colimação é empregada de maneira correta pode-se minimizar a dose absorvida pelo paciente em até 38% (ZACHARIAS *et al.*, 2013).

Os filtros absorvem os fótons de raios X de baixa energia presentes no espectro de raios X que seriam completamente atenuados pelo corpo do paciente e, portanto, não interagiriam com os detectores, sendo irrelevantes para a geração da imagem. Dentre os

diversos filtros utilizados, destaca-se o filtro *bowtie* que pode reduzir em até 50% a dose absorvida pelo paciente na região periférica da região examinada (ZACHARIAS *et al.*, 2013).

3.3.4 Espessura de Corte

A espessura de corte é definida pelo operador do equipamento e corresponde a largura do valor médio da altura da curva de sensibilidade do sistema, no centro do campo de observação, sendo responsável pela resolução do eixo z (EC, 2000). Portanto, ao se reduzir a espessura de corte, melhor será a resolução espacial, mas acarretará um aumento no tempo de exposição e na dose absorvida pelo paciente, pois para compensar o aumento do nível de ruído na imagem deve-se aumentar o valor do mAs. Além disso, ocorrerá uma diminuição na eficiência geométrica do sistema, devido a sobreposição e a penumbra geradas pelo feixe de raios X que será mais largo que a largura dos detectores (ZACHARIAS *et al.*, 2013; ICRP, 2013).

3.3.5 Pitch

O *pitch* corresponde a velocidade de deslocamento da mesa de exames durante uma rotação de 360 graus do tubo de raios X e apresenta uma relação inversamente proporcional a dose absorvida pelo paciente (McNITT-GRAY, 2002; ZACHARIAS *et al.*, 2013). Sendo assim, o *pitch* (p) equivale a razão entre o intervalo de comprimento pelo qual a mesa se deslocou durante a aquisição dos dados, denominado como incremento da mesa (I), pela espessura de corte (T), como demonstrado na Equação 1 (ICRP 102, 2007).

$$p = \frac{I}{T} \quad (1)$$

Pelo fato dos equipamentos helicoidais MSCT utilizarem mais de uma fileira de detectores, o *pitch* é definido como a razão entre o incremento da mesa (I) e a colimação total (nT). A colimação total é definida como o produto entre o número de secções adquiridas

simultaneamente (n) e a espessura de corte (T), como demonstrado na Equação 2 (ICRP 102, 2007).

$$p = \frac{I}{nT} \quad (2)$$

Para os equipamentos helicoidais, valores de *pitch* maiores que 1 resultam em uma redução da dose absorvida pelo paciente, quando comparados com valores inferiores, pois o incremento da mesa é maior que a espessura de corte, evitando assim sobreposição ao longo do eixo z. Entretanto, esta relação entre o valor de *pitch* e da dose absorvida pelo paciente não é observada em tomógrafos que utilizam o conceito de mAs efetivo, uma vez que ao modificar o valor do *pitch* o *software* do tomógrafo ajusta automaticamente o valor da corrente, a fim de manter constante o valor do mAs efetivo, mantendo assim inalterável o nível de ruído na imagem. O mAs efetivo é definido como a razão entre o valor do *pitch* (p) e a corrente (mA) do tubo de raios X, como demonstrado na Equação 3 (KALRA, 2008).

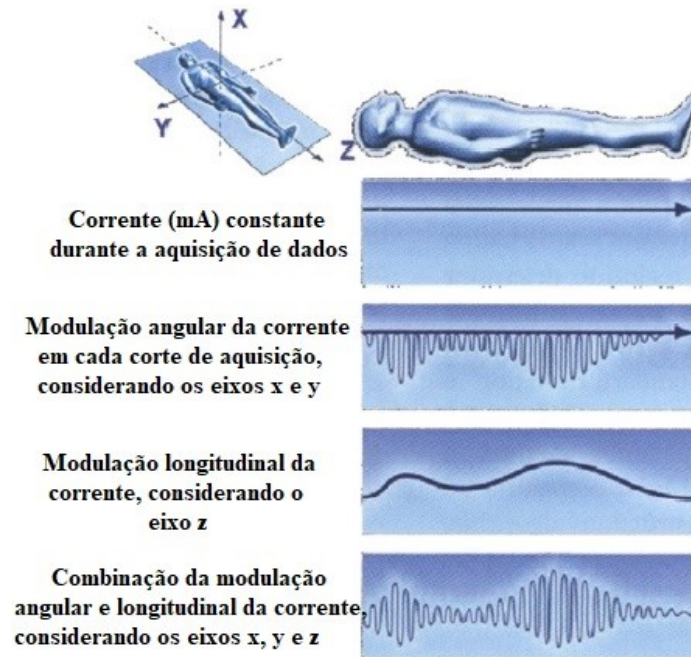
$$mAs \text{ efetivo} = \frac{p}{mA} \quad (3)$$

3.3.6 Controle Automático de Exposição

O Controle Automático de Exposição (*Automatic Exposure Control* (AEC)) define os parâmetros técnicos, kV e mAs, a serem utilizados no exame de acordo com a atenuação do paciente, assim como os algoritmos de reconstrução pré e pós processamento de imagem, mantendo desta forma a referência de qualidade de imagem pré estabelecida (YU *et al.*, 2011; MAHROOQI, NG, SUN, 2015). Segundo Greess *et al.* (2004), pode-se reduzir a dose de radiação de 26% a 43%, dependendo da forma e do peso da criança, sem comprometer a qualidade da imagem através da modulação da corrente do tubo de raios X em equipamentos MSCT.

A modulação da corrente é classificada em modulação angular e em modulação longitudinal (Figura 5).

Figura 5 - Os tipos de modulação da corrente (mA) e sua representação



Fonte: Modificado de MAHESH (2009)

A modulação angular da corrente, considera as proporções do corpo do paciente nos eixos x e y, ou seja, nos planos ântero posterior e lateral. Desta maneira a corrente aplicada apresenta um comportamento senoidal ao longo do eixo z, devido as diferenças de atenuação das estruturas anatômicas. Já a modulação longitudinal da corrente, ajusta os valores da corrente em relação ao eixo z, mantendo a qualidade da imagem entre as diferentes regiões do corpo (McCOLLOUGH, BRUESEWITZ, KOFLER, 2006).

Nos tomógrafos desenvolvidos pela *Siemens*, a modulação da corrente é realizada através do *software Care Dose 4D*, que estima a atenuação dos fótons de raios X nos eixos x e y para cada corte adquirido, durante uma rotação completa do tubo de raios X. Essas informações são correlacionadas com o modelo matemático do sistema que definirá um valor de referência do mAs para o próximo corte, controlando assim a corrente do tubo de raios X, a fim de manter a qualidade da imagem pré-estabelecida, a partir do nível de ruído presente nas imagens (SODERBERG, GUNNARSSON, 2010).

3.4 DOSIMETRIA EM TC

O contínuo aumento do número de exames de TC ocasionou uma crescente preocupação com relação a radioproteção dos pacientes, principalmente dos pacientes pediátricos, que apresentam uma maior radiosensibilidade e um maior risco de desenvolver câncer radioinduzido. A fim de cumprir os princípios de radioproteção deve-se determinar a dose de radiação ionizante recebida por um indivíduo através da dosimetria em TC. A dosimetria em TC utiliza grandezas dosimétricas comuns da radiologia, assim como grandezas dosimétricas específicas relacionadas às características dos equipamentos de TC. Essas grandezas dosimétricas são definidas pelo número total de eventos ionizantes ou pela quantidade de energia depositada, sendo as mais comuns a dose absorvida ou dose, dose equivalente e dose efetiva (XAVIER, MORO, HEILBRON, 2006; MARTIN, 2008).

O conceito, a relação e as unidades das grandezas dosimétricas são definidos pela ICRP e pela ICRU, sendo padronizados com base no Sistema Internacional de Unidades (SI) (BUSHONG, 2010; TAUHATA *et al.*, 2013).

3.4.1 Dose Absorvida

A dose absorvida (D) corresponde a grandeza física elementar em radioproteção e é definida como a energia média de radiação ionizante depositada ($d\bar{\epsilon}$) em um órgão ou tecido (t) por uma fonte, dividida pela unidade de massa do órgão ou do tecido (dm) em um determinado ponto (p), conforme a Equação 4. A dose absorvida é expressa em $J.kg^{-1}$ no SI, que equivale a 1 Gray (ICRP 103, 2007; RAMOS, TAUHATA, DI PRINZIO, 2011; TAUHATA *et al.*, 2013; STRAUSS, 2014).

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad [J.kg^{-1} = 1 \text{ Gray} = 1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}] \quad (4)$$

3.4.2 Dose Equivalente

O tipo e a energia da radiação ionizante modificam os seus efeitos estocásticos para um mesmo valor de dose absorvida, o que serviu de base para a definição da grandeza de dose equivalente (H_T), que compara os efeitos da radiação de acordo com o tipo e a energia utilizados. A dose equivalente corresponde à dose média absorvida em um órgão ou tecido ($D_{T,R}$), multiplicada por um fator de peso adimensional (w_R) específico para cada tipo e energia da radiação incidente, conforme Equação 5 (ICRP 103, 2007; RAMOS, TAUHATA, DI PRINZIO, 2011; TAUHATA *et al.*, 2013).

$$H_T = \sum_R w_R D_{T,R} \quad [J.kg^{-1} = 1 \text{ Sievert} = 1 Sv = 100 \text{ rem}] \quad (5)$$

Os fatores de peso foram determinados através da ICRP 26, baseando-se nos valores da eficácia biológica relativa dos diferentes tipos de radiação na indução de um determinado tipo de efeito biológico e são atualizados regularmente (Tabela 5). Esses fatores convertem a dose absorvida no tecido em dose equivalente no tecido ao considerar o tipo de radiação utilizada. A dose equivalente é expressa em $J.kg^{-1}$ no SI, que equivale a 1 Sievert ou a 100 rem (*roentgen equivalent man*) (ICRP 103, 2007; RAMOS, TAUHATA, DI PRINZIO, 2011; TAUHATA *et al.*, 2013).

Tabela 5 - Valores dos fatores de peso conforme o tipo de radiação

Tipo de Radiação	w_R
Fótons	1
Elétrons e muons	1
Prótons e píons pesados	2
Partículas alfa, fragmentos de fissão e íons pesados	20
Neutrons	Função contínua da energia do neutron

Fonte: Modificado de ICRP 103 (2007)

3.4.3 Dose Efetiva

A dose efetiva (E) é a soma ponderada das doses equivalentes (H_T) em todos os órgãos e tecidos do corpo, de acordo com o respectivo fator de peso do órgão ou tecido (w_T), que está relacionado a radiosensibilidade do órgão ou tecido à radiação, conforme Equação 6 (ICRP 103, 2007; RAMOS, TAUHATA, DI PRINZIO, 2011).

$$E = \sum_T w_T H_T \quad [J.kg^{-1} = 1 \text{ Sievert} = 1 Sv] \quad (6)$$

Os fatores de peso do órgão ou tecido foram determinados pela ICRP 60, sendo atualizados regularmente (Tabela 6). A dose efetiva correlaciona os potenciais riscos à saúde, como câncer radioinduzido conduzindo a morte e a ocorrência de efeitos hereditários graves nas duas primeiras gerações, após uma exposição uniforme do corpo inteiro. Sendo assim, utilizada na investigação dos casos de superexposição ou na justificativa de uma prática (ICRP 103, 2007; RAMOS, TAUHATA, DI PRINZIO, 2011).

Tabela 6 - Valores dos fatores de peso de órgãos ou tecidos, baseado na sua radiosensibilidade

Órgão ou Tecido	Fator de peso	$\sum w_T$
Medula óssea (vermelha), cólon, pulmão, estômago, mamas e outros tecidos*	0,12	0,72
Gônadas	0,08	0,08
Bexiga, fígado, esôfago e tireóide	0,04	0,16
Pele, cérebro, superfície óssea e glândulas salivares	0,01	0,04
	Total	1,00

* os órgãos restantes são compostos por adrenais, tecidos extratorácico, vesícula, coração, rins, intestino delgado, nódulos linfáticos, mucosa oral, músculo, pâncreas, baço, timo e útero/próstata.

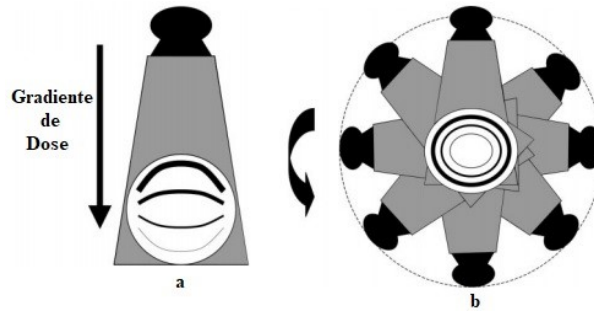
Fonte: Modificado de ICRP 103 (2007)

3.4.4 Grandezas Dosimétricas Específicas de TC

A aquisição de dados em TC é realizada através de múltiplas projeções ao redor do paciente, totalizando uma varredura de 360 graus, diferindo assim das demais modalidades de exames projecionais como radiografia, mamografia e fluoroscopia, o que implica em uma distribuição de dose de radiação diferenciada no corpo do paciente. Nas modalidades de

radiodiagnóstico convencional o nível de dose recebida por um órgão ou tecido decresce conforme aumenta a profundidade que ele se encontra dentro do paciente. Na TC, a distribuição da dose é simétrica (Figura 6), ou seja, em um objeto simétrico e homogêneo, qualquer ponto que seja equidistante do centro receberá a mesma dose de radiação (McNITT-GRAY, 2002).

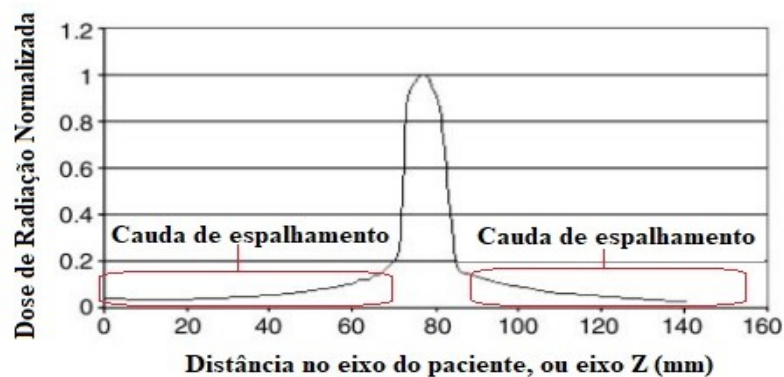
Figura 6 - Distribuição da dose em exames projetoriais (a) e em TC (b)



Fonte: Modificado de McNITT-GRAY (2002)

A distribuição de dose depende do perfil de dose obtido ao longo do eixo longitudinal do *gantry* ou do eixo do paciente. O perfil de dose é constituído tanto pelo feixe primário de fótons de raios X como pela radiação espalhada, que correspondem, respectivamente, a região central e as caudas de espalhamento do perfil de dose (Figura 7). Portanto, a radiação espalhada contribui no valor de dose absorvida pelo paciente, apesar de não auxiliar na formação da imagem de TC (McNITT-GRAY, 2002).

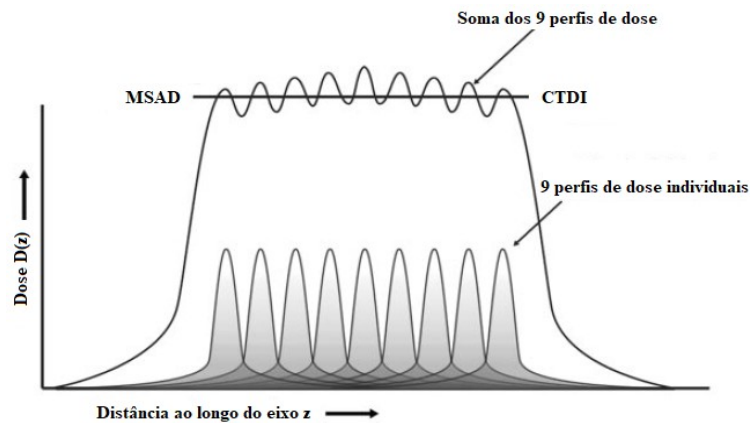
Figura 7 - Perfil de dose para a aquisição de uma única imagem em TC



Fonte: Modificado de McNITT-GRAY (2002)

Ao realizar diversas aquisições de uma mesma região, as caudas de espalhamento do perfil de dose se sobrepõem (Figura 8), levando à adição dos perfis de dose, o qual é denominado de perfil de dose de múltiplas varreduras (McNITT-GRAY, 2002).

Figura 8 - Perfil de dose de múltiplas varreduras



Fonte: Modificado de BAUHS *et al.* (2008)

Ao considerar essas características, algumas instituições regulamentadoras definiram grandezas dosimétricas específicas para TC. Em 1981, a Administração de Alimentos e Medicamentos dos Estados Unidos (*Food and Drug Administration (FDA)*) definiu dois conceitos para TC, a Dose Média em Múltiplos Cortes (*Multiple Scan Average Dose (MSAD)*), e o CTDI. Após um determinado tempo foi introduzido também o conceito do Produto da Dose pelo Comprimento (*Dose Length Product (DLP)*).

3.4.4.1 Dose média em múltiplos cortes

A dose média em múltiplos cortes é definida como a dose média ($D_{série}$) resultante de uma série de cortes tomográficos paralelo ao eixo z, em um intervalo de comprimento pelo qual a mesa se deslocou durante a aquisição dos dados (Equação 7), denominado como incremento da mesa (I) (McNITT-GRAY, 2002; HUDA, METTLER, 2011).

$$MSAD = (1/I) \int_{-I/2}^{I/2} D_{série}(z) dz \quad (7)$$

Entretanto, para calcular o valor corresponde ao MSAD são necessárias diversas exposições a fim de obter a sua medição direta, tornando assim, a utilização do CTDI mais conveniente, uma vez que essa grandeza dosimétrica pode ser medida em uma única exposição (AAPM, 2008; HUDA, METTLER, 2011).

3.4.4.2 CTDI

O Índice de Dose em Tomografia Computadorizada corresponde à dose normalizada no centro de uma varredura, para a espessura total do feixe de raios X, utilizando a aquisição de cortes contínuos (Equação 8). O CTDI é a principal grandeza dosimétrica usada em TC e sua unidade de medida é em miligrays (mGy) (AAPM, 2008).

$$CTDI = (1/nT) \int_{-\infty}^{\infty} D_{corte}(z) dz \quad (8)$$

Onde n é o número de cortes simultâneos realizados por aquisição, T é valor nominal da espessura de um corte e D_{corte} é a dose em um ponto específico do plano xy paralelo ao eixo z para um único corte. Portanto, nT equivale à largura nominal total do feixe de raios X durante a aquisição de dados, que equivale à colimação do feixe de raios X.

A partir do valor de CTDI, é possível obter o valor do MSAD (Equação 9), uma vez que a exposição média do corte central de um conjunto de cortes equivale ao valor da medida da exposição multiplicada pela espessura de um único corte (JUCIUS, KAMBIC, 1977). Nos equipamentos de TC axiais, o valor de CTDI equivale ao valor de MSAD, se o incremento da mesa for igual a espessura de corte (ICRU, 2012).

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{nT}{I} \quad (9)$$

Onde n é o número de cortes simultâneos realizados por aquisição, T é a espessura de um corte e I é o incremento da mesa. Nos equipamentos de TC helicoidal a relação entre CTDI e MSAD é obtida através da Equação 10, na qual o p corresponde ao *pitch*.

$$MSAD = CTDI \cdot \frac{1}{p} \quad (10)$$

3.4.4.3 CTDI₁₀₀

O CTDI₁₀₀ corresponde à dose absorvida no ar, paralela ao eixo de rotação do equipamento de TC (eixo z), tendo seu valor expresso através da integração do perfil de dose para um comprimento de 100 mm. Para isso, utiliza-se uma câmara de ionização tipo lápis com comprimento de 100 mm e volume ativo de 3 cm². O volume ativo da câmara de ionização mede a integral do perfil de dose em uma única rotação do tubo de raios X (Equação 11), representando assim a exposição média ou *kerma* no ar ao longo do comprimento da câmara de ionização (McNITT-GRAY, 2002; AAPM 2008; ICRU, 2012; STRAUSS, 2014).

$$CTDI_{100mm} = (1/nT) \int_{-50mm}^{+50mm} D(z) dz \quad \text{ou} \quad CTDI_{100mm} = (f \cdot C \cdot \varepsilon \cdot L) / (nT) \quad (11)$$

Onde f é o fator de conversão de exposição para dose, seu valor é de 0,87 rad/R, C é o fator de calibração do eletrômetro, ε é a exposição obtida em uma única rotação de 360 graus do tubo de raios X, expressa em Roentgen (R), e L é o comprimento da câmara de ionização. A unidade utilizada para CTDI é o J/kg = Gray (Gy).

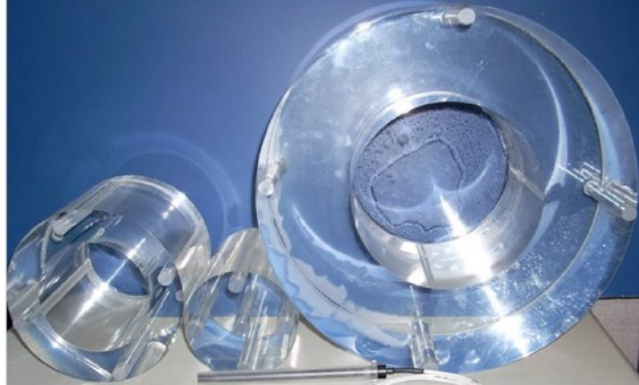
3.4.4.4 CTDI_w

Através do valor do CTDI₁₀₀ é possível obter o CTDI ponderado (CTDI_w), que indica o valor da dose média absorvida no plano xy em objetos simuladores, pois o valor do CTDI decresce de forma linear da superfície até o centro do objeto simulador (AAPM, 2008).

O CTDI_w é obtido por leituras realizadas com a câmara de ionização tipo lápis em objetos simuladores cilíndricos de PMMA com diâmetros de 10 cm, 16 cm e 32 cm, todos com comprimento de 15 cm. Os objetos simuladores possuem cinco orifícios paralelos em profundidade, sendo um central e os demais localizados perifericamente a 1 cm da superfície e a 90 graus em relação ao orifício central (Figura 9). Durante o processo de dosimetria, quatro dos orifícios são preenchidos com hastes sólidas de PMMA, para evitar distorções nas leituras, tendo o quinto orifício preenchido com a câmara de ionização, que terá sua posição alternada

para que a leitura seja realizada em todas as regiões do objeto simulador (McNITT-GRAY, 2002; AAPM, 2008; ICRU, 2012; STRAUSS, 2014).

Figura 9 - Objetos simuladores de PMMA com comprimento de 15 cm e diâmetro de 16 cm, 10 cm e 32 cm, respectivamente da esquerda para a direita



Fonte: Modificado de STRAUSS (2014)

A partir dos valores obtidos referentes às leituras na região central e na região periférica, pode-se calcular o valor do CTDI ponderado, por meio da Equação 12.

$$CTDI_w = \frac{1}{3} \cdot CTDI_{100,c} + \frac{2}{3} \cdot CTDI_{100,p} \quad (12)$$

Onde $CTDI_{100,c}$ é o valor medido no orifício central do objeto simulador, e $CTDI_{100,p}$ corresponde à média aritmética dos valores medidos nos quatro orifícios periféricos do objeto simulador.

3.4.4.5 $CTDI_{vol}$

O $CTDI_{vol}$ determina o índice de dose volumétrico a que os pacientes são expostos, pois considera a dose média no plano xyz e o valor do *pitch* (p) utilizado durante a aquisição de dados. Sendo assim, o $CTDI_{vol}$ indica o valor da dose de radiação emitida durante um exame de TC e pode ser considerado como um índice de dose de saída do equipamento de TC (ICRU, 2012; STRAUSS, 2014).

O valor do $CTDI_{vol}$ é baseado em medidas realizadas pelo fabricante do tomógrafo e pode ser alterado a partir da variação da corrente, da tensão, do tempo de rotação, do ponto focal e da forma do tubo de raios X, da espessura e do material do filtro, da espessura do corte utilizada no exame, do valor do *pitch*, da densidade e da localização do objeto simulador em relação ao detector (McNITT-GRAY, 2002; STRAUSS *et al.*, 2009; ZACHARIAS *et al.*, 2013). Para equipamentos de TC axial, o $CTDI_{vol}$ é calculado através da Equação 13.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{nT}{I} \quad (13)$$

Onde n é o número de cortes simultâneos realizados por aquisição, T é a espessura de um corte e I é o incremento da mesa.

Para calcular o $CTDI_{vol}$ em equipamentos de TC helicoidal deve-se utilizar a Equação 14.

$$CTDI_{vol} = CTDI_w \cdot \frac{1}{p} \quad (14)$$

Onde p corresponde ao valor do *pitch* utilizado durante a aquisição de dados.

A partir do valor do $CTDI_{vol}$, é possível estimar a dose de radiação ionizante na qual o paciente foi exposto. Essa estimativa pode ser realizada ajustando o valor do $CTDI_{vol}$ através de um fator de conversão (f) associado a atenuação e as dimensões do corpo do paciente, relacionado as propriedades de atenuação do objeto simulador padrão, conforme as Tabelas 7 e 8. Esse ajuste no valor do $CTDI_{vol}$ corresponde a SSDE (Equação 15). A SSDE estima a dose média para a região central da área de estudo através do valor do $CTDI_{vol}$ fornecido pelo tomógrafo e das dimensões ântero-posterior (AP) e látero-lateral (LAT) do paciente ou pelo diâmetro efetivo do paciente (D_{eff}), ou ainda pelo diâmetro equivalente de água (D_w) (AAPM, 2011; AAPM, 2014; STRAUSS, 2014; EC, 2016).

$$SSDE = CTDI_{vol} \cdot f \quad (15)$$

Sendo assim, a partir do valor do SSDE, pode-se fornecer uma estimativa de dose de radiação ionizante a que o paciente foi exposto durante um exame de TC.

A Tabela 7 fornece fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ com base no uso do objeto simulador de PMMA de 16 cm de diâmetro, segundo os documentos AAPM *Task Group 204* (2011), AAPM *Task Group 220* (2014) e *Task Group 293* (2019). Esses fatores só devem ser utilizados se o $CTDI_{vol}$ for baseado no objeto simulador de 16 cm de diâmetro.

Tabela 7 - Fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ para objeto simulador de 16 cm de diâmetro

(continua)

AAPM Task Group							
204 e 220		204 e 220			204 e 220		293
Dim. AP do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	Dim. LAT do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	D_{eff} do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)		
6	1,50	6	1,36	6	1,49	1,48	
7	1,41	7	1,34	7	1,43	1,41	
8	1,33	8	1,32	8	1,38	1,35	
9	1,26	9	1,29	9	1,32	1,28	
10	1,19	10	1,26	10	1,27	1,22	
11	1,13	11	1,24	11	1,22	1,16	
12	1,07	12	1,21	12	1,18	1,11	
13	10,20	13	1,19	13	1,13	1,06	
14	0,97	14	1,16	14	1,09	1,01	
15	0,92	15	1,13	15	1,05	0,96	
16	0,88	16	1,10	16	1,01	0,91	
17	0,84	17	1,08	17	0,97	0,87	
18	0,80	18	1,05	18	0,93	0,83	
19	0,76	19	1,02	19	0,90	0,79	
20	0,73	20	0,99	20	0,86	0,75	
21	0,70	21	0,96	21	0,83	0,72	
22	0,67	22	0,94	22	0,80	0,68	
23	0,64	23	0,91	23	0,77	0,65	
24	0,62	24	0,88	24	0,74	0,62	
25	0,59	25	0,85	25	0,71	0,59	
26	0,57	26	0,83	26	0,69	0,56	
27	0,55	27	0,80	27	0,66	0,53	
28	0,53	28	0,77	28	0,63	0,51	
29	0,51	29	0,75	29	0,61	0,48	
30	0,50	30	0,72	30	0,59	0,46	
31	0,48	31	0,70	31	0,56	0,44	
32	0,46	32	0,67	32	0,54	0,42	
33	0,45	33	0,65	33	0,52	0,40	
34	0,44	34	0,62	34	0,50	0,38	

Tabela 7 - Fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ para objeto simulador de 16 cm de diâmetro

(conclusão)

AAPM Task Group						
204 e 220		204 e 220			204 e 220	293
Dim. AP do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	Dim. LAT do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	D_{eff} do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	
35	0,42	35	0,60	35	0,48	0,36
36	0,51	36	0,57	36	0,47	0,35
37	0,40	37	0,55	37	0,45	0,33
38	0,39	38	0,53	38	0,43	0,31
39	0,38	39	0,51	39	0,41	0,30
40	0,37	40	0,48	40	0,40	0,28
41	0,36	41	0,46	41	0,38	0,27
42	0,36	42	0,44	42	0,37	0,26
43	0,35	43	0,42	43	0,35	0,25
44	0,34	44	0,40	44	0,34	0,23
45	0,34	45	0,39	45	0,33	0,22
46	0,33	46	0,37	46	0,32	0,21
47	0,33	47	0,35	47	0,30	0,20
48	0,32	48	0,33	48	0,29	0,19
49	0,32	49	0,32	49	0,28	0,18
50	0,31	50	0,30	50	0,27	0,17
51	0,31	51	0,29	51	0,26	0,17
52	0,30	52	0,27	52	0,25	0,16
53	0,30	53	0,26	53	0,24	0,15
54	0,30	54	0,24	54	0,23	0,14
55	0,30	55	0,23	55	0,22	0,14

* Dim. AP – Dimensão ântero-posterior do paciente; Dim. LAT – dimensão látero-lateral do paciente; D_{eff} – diâmetro efetivo do paciente.

Fonte: Modificado de AAPM (2011, 2014 e 2019)

A Tabela 8 fornece fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ com base no uso do objeto simulador de PMMA de 32 cm de diâmetro, segundo os documentos AAPM Task Group 204 (2011) e AAPM Task Group 220 (2014). Esses fatores só devem ser utilizados se o $CTDI_{vol}$ for baseado no objeto simulador de 32 cm de diâmetro.

Tabela 8 - Fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ para objeto simulador de 32 cm de diâmetro

(continua)

AAPM Task Group 204 e 220					
Dim. AP do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	Dim. LAT do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	D_{eff} do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)
8	2,68	8	2,65	8	2,76
9	2,55	9	2,60	9	2,66

Tabela 8 - Fatores de conversão para $CTDI_{vol}$ para objeto simulador de 32 cm de diâmetro

(conclusão)

AAPM Task Group 204 e 220					
Dim. AP do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	Dim. LAT do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)	D_{eff} do paciente (cm)	Fator de Conversão (f)
10	2,42	10	2,55	10	2,57
11	2,30	11	2,50	11	2,47
12	2,18	12	2,45	12	2,38
13	2,08	13	2,40	13	2,30
14	1,98	14	2,35	14	2,22
15	1,89	15	2,29	15	2,14
16	1,81	16	2,24	16	2,06
17	1,73	17	2,19	17	1,98
18	1,65	18	2,13	18	1,91
19	1,58	19	2,08	19	1,84
20	1,52	20	2,03	20	1,78
21	1,45	21	1,97	21	1,71
22	1,40	22	1,92	22	1,65
23	1,34	23	1,86	23	1,59
24	1,29	24	1,81	24	1,53
25	1,25	25	1,76	25	1,48
26	1,20	26	1,70	26	1,43
27	1,16	27	1,65	27	1,37
28	1,12	28	1,60	28	1,32
29	1,08	29	1,55	29	1,28
30	1,05	30	1,50	30	1,23
31	1,02	31	1,45	31	1,19
32	0,99	32	1,40	32	1,14
33	0,96	33	1,35	33	1,10
34	0,93	34	1,30	34	1,06
35	0,91	35	1,25	35	1,02
36	0,88	36	1,20	36	0,99
37	0,86	37	1,16	37	0,95
38	0,84	38	1,11	38	0,92
39	0,82	39	1,07	39	0,88
40	0,80	40	1,03	40	0,85
41	0,78	41	0,98	41	0,82
42	0,77	42	0,94	42	0,79
43	0,75	43	0,90	43	0,76
44	0,74	44	0,87	44	0,74
45	0,73	45	0,83	45	0,71

* Dim. AP – Dimensão ântero-posterior do paciente; Dim. LAT – dimensão látero-lateral do paciente; D_{eff} – diâmetro efetivo do paciente.

Fonte: Modificado de AAPM (2011, 2014)

3.4.4.6 Produto da dose pelo comprimento

O produto da dose pelo comprimento (DLP) foi estabelecido a fim de complementar a estimativa da dose total utilizada em um exame de TC, uma vez que o MSAD e o CTDI consideram apenas a dose local dentro do volume irradiado. O DLP considera a variação do comprimento total (L) da região em estudo durante a aquisição das imagens, ou seja, o comprimento de varredura para um exame completo, representando a exposição à radiação ionizante quando uma determinada extensão do corpo é irradiada, ou seja, a energia total absorvida durante um exame, podendo ser correlacionado com o risco biológico (AAPM, 2008; ICRU, 2012; STRAUSS, 2014). O DLP pode ser calculado através da Equação 16.

$$DLP = CTDI_{vol} \cdot L \quad (16)$$

A partir da relação entre os cálculos de dose no órgão e os coeficientes de ponderação de tecido, o Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC (*European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT*) da Comissão Europeia (*European Commission (EC)*) propôs uma metodologia genérica para estimar a dose efetiva em exames de TC através do produto da DLP por um coeficiente específico (k) para cada região irradiada, através da Equação 17 (ICRU, 2012).

$$E = DLP \cdot k \quad (17)$$

O fator de conversão k foi definido para pacientes adultos de biotipo padrão e para pacientes pediátricos de diversas idades (Tabela 10). Os valores de k referente às regiões de cabeça e pescoço de pacientes adultos, assim como para todas as regiões de pacientes pediátricos, foram definidos utilizando o objeto simulador de PMMA de 16 cm de diâmetro. Já para as demais regiões do corpo de pacientes adultos, os valores de k foram determinados usando o objeto simulador de PMMA de 32 cm (AAPM, 2008; ICRU, 2012).

Tabela 9 – Fator de conversão k , para obter E a partir do DLP, de acordo com a região e a idade

		Fator k (mSv/(mGy.cm))				
Região	Idade	0 anos	1 ano	5 anos	10 anos	Adulto
Cabeça e pescoço		0,013	0,0085	0,0057	0,0042	0,0031
	Cabeça	0,011	0,0067	0,0040	0,0032	0,0021
	Pescoço	0,017	0,012	0,011	0,0079	0,0059
	Tórax	0,039	0,026	0,018	0,013	0,014
	Adome e Pelve	0,049	0,030	0,020	0,015	0,015
	Tronco	0,044	0,028	0,019	0,014	0,015

Fonte: Modificado de AAPM (2008) e ICRU (2012)

3.4.5 Simuladores Computacionais

A obtenção de medidas de dose absorvida nos órgãos e tecidos ainda é uma tarefa complexa, uma vez que as medidas realizadas diretamente nos pacientes são inviáveis devido às limitações técnicas. Entretanto, é possível estimar a dose absorvida nos órgãos e tecidos por meio de objetos simuladores antropomórficos, dosímetros termoluminescentes (*Thermoluminescent Dosimeter* (TLDs)) ou por simuladores computacionais através do método de MC. Os simuladores computacionais passaram por diversas mudanças nos últimos anos, tornando-se cada vez mais fiéis à estrutura do corpo humano, proporcionando resultados cada vez mais confiáveis e precisos (YORIYAZ, 2009; FRANCK *et al.*, 2016).

O método de MC possibilita a simulação do transporte de partículas em um meio, considerando amostragens aleatórias de interação da radiação com um modelo computacional que represente o sistema real de interesse, nesse caso a anatomia dos órgãos e tecidos do ser humano, denominados objetos simuladores antropomórficos computacionais. Sendo assim, a estimativa da dose absorvida em órgãos e tecidos radiosensíveis pode ser expressa pela soma da diferença de energia inicial aplicada e da energia final de cada interação durante o transporte de muitas partículas, uma vez que as simulações consideram os parâmetros técnicos utilizados no exame (kV, mAs e condições geométricas do equipamento), as dimensões anatômicas do paciente e o transporte de fótons através do paciente (YORIYAZ, 2009; FUJII *et al.*, 2015).

Portanto, o método de MC é de extrema importância para a geração de coeficientes de conversão de dose absorvida em órgãos, a partir de uma grandeza dosimétrica mensurável

utilizando objetos simuladores antropomórficos, assim como os valores de dose em diversos órgãos, o risco de incidência e mortalidade por câncer (YORIYAZ, 2009; IAEA 2014).

3.4.6 Controle de Qualidade em TC

A implementação e aplicação contínua de um programa de controle de qualidade em exames de TC é uma premissa da ANVISA e é primordial para a prática clínica, a fim de assegurar que as imagens de TC sejam adquiridas com a menor taxa de dose de radiação possível e que possuam os requisitos mínimos de qualidade de imagem para diagnóstico. Atendendo assim, os princípios de radioproteção através do princípio ALARA, tão abaixo quanto razoamente exequível (*As Low As Reasonably Achievable*), zelando pela vida dos pacientes, minimizando exposições desnecessárias à radiação ionizante e diminuindo os riscos de câncer radioinduzido. Através do monitoramento contínuo é possível avaliar as variações nos parâmetros técnicos, o volume irradiado e a extensão de exposição à radiação que o paciente foi submetido. A estimativa de dose para a região exposta é fornecida através das grandezas dosimétricas como $CTDI_w$, $CTDI_{vol}$ e DLP (BRASIL, 2021; FRUSH, 2011; SAMEI *et al.*, 2017).

No Brasil, as diretrizes técnicas básicas de proteção radiológica foram definidas mediante a Portaria 453/98 do Ministério da Saúde, que foi atualizada através da Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) 330 e a Instrução Normativa (IN) N° 93, de 27 de maio de 2021, da ANVISA. A RDC 330 e a IN N° 93 estabelecem requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de TC médica, bem como a relação mínima de testes de aceitação e de controle de qualidade que devem ser realizados pelos serviços de saúde, os valores representativos de dose em sistemas de TC médica são obrigatórios, e com periodicidade na aceitação do equipamento, anual ou após reparos. Para pacientes pediátricos, o único exame que consta na IN N° 93/2021 é o de Abdome para pacientes com 5 anos de idade e com aproximadamente 20 kg (BRASIL, 2021).

4 MATERIAIS

4.1 TOMÓGRAFO

Os testes foram realizados utilizando o tomógrafo da marca *Siemens*, modelo *Somatom Definition AS+* (Figura 10), localizado na unidade Palladium da Clínica Diagnóstico Avançado por Imagem (DAPI), situada na cidade de Curitiba no estado do Paraná.

Figura 10 – Tómgráfo *Siemens Somatom Definition AS+*



Fonte: Modificado de RP Medical Systems Com. E Representações Ltda (2020)

O tomógrafo em questão foi fabricado em 2008 na Alemanha, possui o número de série 64127 e suas principais características técnicas estão descritas na Tabela 10.

Tabela 10 – Principais características técnicas do tomógrafo *Siemens Somatom Definition AS+* (continua)

Modelo do tomógrafo	<i>Somatom Definition AS+ 64</i>
Diâmetro da abertura do <i>gantry</i>	78 cm
Distância foco isocentro	595 mm
Campo de aquisição	50 cm
Inclinação	$\pm 30^\circ$
Tempo de rotação	0,30 s, 0,33 s, 0,5 s ou 1,0 s
Velocidade máxima do <i>gantry</i> (na configuração de <i>gantry</i> deslizante)	120 mm/s
Tubo de raios X	Tubo de raios X de alto desempenho Straton MX P
Faixa de corrente do tubo de raios X	20 mA a 666 mA

Tabela 10 - Principais características técnicas do tomógrafo Siemens Somatom Definition AS+

	(conclusão)
Tensão do tubo de raios X	70 kV, 80 kV, 100 kV, 120 kV e 140 kV
Tamanho do ponto focal de acordo com a IEC 60336	0,7 x 0,7 mm ou 0,9 x 1,1 mm
Nº máximo de cortes por rotação	128 cortes adquiridos e 384 cortes reconstruídos
Número de linhas do detector	64
Número de canais eletrônicos de detectores	128
Número de elementos detectores	47104
Total de canais por corte	1472
Espessura do corte	0,6 mm a 15 mm
Campo de reconstrução	5 cm a 50 cm
Modos de aquisição sequencial (Colimação do feixe: largura de aquisição de dados disponíveis)	2: 1 mm; 4,8: 0,6 mm; 5: 5 mm; 10: 10 mm; 19,2: 0,6 mm ou 1,2 mm
Modos de aquisição helicoidal (Colimação do feixe: largura de aquisição de dados disponíveis)	4,8: 0,3 ou 0,6 mm; 6: 0,6 mm; 12: 0,6 mm; 19,2: 0,6 mm ou 1,2 mm

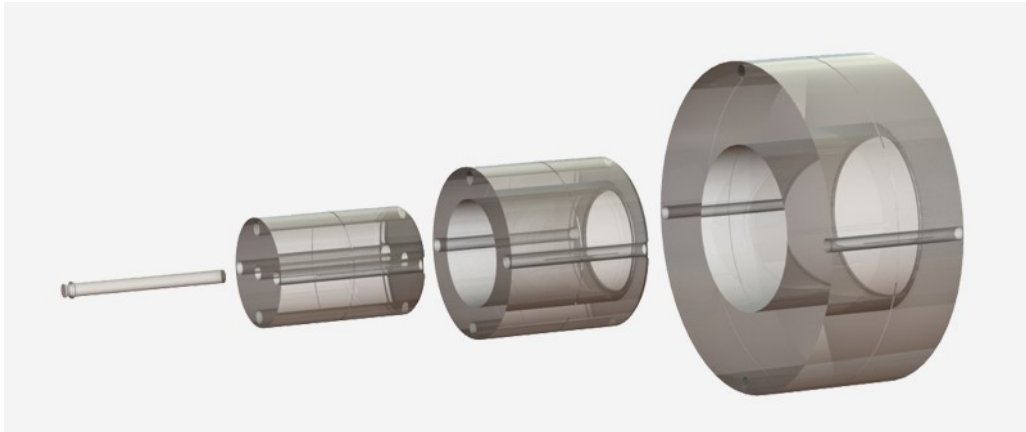
Fonte: Modificado NHS Purchasing and Supply Agency, CEP08027 (2009)

Os tomógrafos deste modelo possuem a tecnologia *z-Sharp* que duplica as projeções de raios X em cada elemento do detector, possibilitando a aquisição de dois cortes por linha de detector. Além disso, o *software* do tomógrafo utiliza o conceito do mAs efetivo para a aquisição dos dados, sendo assim, o *software* ajusta automaticamente a corrente do tubo de raios X quando o valor do *pitch* é alterado, mantendo constante o nível de ruído da imagem e consequentemente a qualidade da imagem (DOCPLAYER, 2021).

4.2 OBJETO SIMULADOR

Os objetos simuladores utilizados neste estudo são constituídos de PMMA (Figura 11), da marca *GAMMEX*, com dimensões de 10 cm, 16 cm e 32 cm de diâmetro, todos eles com 15 cm de comprimento, representando a cabeça ou o corpo de uma criança. Além dessas características os objetos simuladores possuem cinco orifícios paralelos em profundidade, sendo um central e os demais localizados periféricamente a 1 cm da superfície e com 90 graus em relação ao orifício central, correspondendo às posições de 0°, 90°, 180° e 270°, no sentido horário.

Figura 11 - Objeto simulador de PMMA da marca *GAMMEX*, com diâmetros de 10 cm, de 16 cm e de 32 cm, respectivamente, da esquerda para a direita



Fonte: Modificado de Radcal Corporation (2020)

4.3 CÂMARA DE IONIZAÇÃO E MULTIMEDIDOR

Foi utilizada a câmara de ionização tipo lápis dedicada para dosimetria em TC, da marca *Radcal Corporation*, modelo 10x6-0.6CT e número de série 02-0624 (Figura 12), e o multimedidor Accu-Gold+, da marca *Radcal Corporation*, modelo AGDM+ e número de série 48-1228 (Figura 13).

Figura 12 - Câmara de ionização tipo lápis, modelo 10x6-0.6CT, da marca *Radcal Corporation*



Fonte: Modificado de Radcal Corporation (2020)

Figura 13 - Multimetro Accu-Gold+, da marca Radcal Corporation



Fonte: Modificado de Radcal Corporation (2020)

O certificado de calibração desses equipamentos foi emitido em 03 de maio de 2021, pelo Laboratório de Produtos para a Saúde (LabPROSAUD) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia e encontra-se anexo no ANEXO A.

4.4 SOFTWARE CALDose_XCT

O *software CALDose_XCT* foi desenvolvido pelo Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco e está disponível na versão *online* de forma gratuita, podendo ser acessado a partir de qualquer dispositivo que possua um navegador *Web* conectado à Internet (KRAMER, KHOURY, VIEIRA, 2008; ABDULLAH *et al.*, 2012). Outros pontos positivos na utilização deste *software* são a acessibilidade aos seus desenvolvedores e a sua prontidão no esclarecimento de dúvidas quanto ao preenchimento dos itens e as funcionalidades do *software*.

O *software CALDose_XCT* permite a escolha de parâmetros pré-estabelecidos relacionados ao paciente (gênero, idade, peso e altura) e ao equipamento (marca e modelo), o que limita a seleção das características pertinentes ao paciente e ao equipamento. Para pacientes pediátricos, é possível a seleção apenas do gênero e da idade, visto que existe uma grande diversidade relacionada ao peso e a altura para pacientes pediátricos de uma mesma faixa etária. Com relação aos parâmetros técnicos, é possível determinar a região a ser examinada, a colimação, o valor do *pitch*, a tensão (abrange o intervalo de 80 kV a 140 kV com incremento de 10 kV) e as grandezas dosimétricas (*kerma* no ar no isocentro do tomógrafo, mAs utilizado

no exame ou o valor do $CTDI_{vol}$). Dentre as grandezas dosimétricas, é necessário selecionar pelo menos uma para que os cálculos sejam executados pelo *software* (Figura 14).

Figura 14 - Interface do *software CALDose_XCT*

Select phantom:

Age (years): ?

Examination:

Start location (cm):

End location (cm):

Scanner:

Scan mode:

Voltage (kVp) :

[Download manufacturer specific terms of scan parameters here.](#)

CALDose_XCT delivers conversion coefficients, unless the users provides values for at least one of the following quantities:

Air Kerma at Iso Centre (mGy):




Tube loading (mAs):

CDTI_{vol} (mGy):

For CT simulations the phantom is placed on a carbon fibre table and the arms are removed.

START CALCULATION

Acknowledgment:

Conselho Nacional de Desenvolvimento Científico e Tecnológico
Fundação de Amparo à Ciência e Tecnologia do Estado de Pernambuco
UNIVERSIDADE FEDERAL DE PERNAMBUCO

Release date: 22.09.2014
Version 1.5 - update: 29.09.2020

Fonte: caldose.org (2020)

5 METODOLOGIA

A coleta de dados foi aprovada pelo Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos (CEP) da Universidade Tecnológica Federal do Paraná sob o número de registro 4.638.616. O parecer foi proferido pelo CEP em 8 de abril de 2021 e encontra-se anexado no ANEXO B.

Os dados dos parâmetros utilizados nos exames dos pacientes pediátricos foram coletados através de imagens em formato DICOM (*Digital Imaging and Communications in Medicine*) armazenadas no PACS, *Vue Carestream Solutions* versão 12.1.5.1046. Os dados foram coletados dos exames de TC de Crânio, de Tórax e de Abdome de crianças de 0 a 10 anos de idade, no período de janeiro de 2018 a janeiro de 2021. Neste estudo, foram considerados apenas os exames que apresentavam a mesma indicação clínica e os exames que foram realizados com os mesmos valores de kV, de tempo de rotação, de colimação e de *pitch*, de acordo com cada rotina de exame e região de interesse. Os exames foram selecionados desta forma, para reduzir a quantidade de exames que seriam reproduzidos nos objetos simuladores para poupar o tubo de raios X. Já que o objetivo deste estudo foi avaliar a aplicação da metodologia de análise e não avaliar a dose de radiação ionizante de todos os exames. Foram analisados 201 exames realizados utilizando o método de aquisição helicoidal, dos quais 59% correspondem a exames efetuados em pacientes do sexo masculino e 41% em pacientes do sexo feminino.

Os dados coletados representam os valores registrados pelo equipamento após a realização do exame, sendo eles o kV, o mAs, o mAs total, o mAs de referência, o CTDI_{vol} e o DLP. Além disso, os valores relacionados às dimensões dos pacientes também foram registradas e correspondem às medidas do diâmetro ântero-posterior e látero-lateral, obtidas por meio da ferramenta de medida disponível no PACS, assim como a idade, o sexo, o peso e a altura do paciente, dados estes também armazenados no sistema.

Como existem diversidades com relação à estrutura corporal, à altura e ao peso dos pacientes para uma determinada população, o processo de dosimetria em exames de TC torna-se mais complexo e mais hermético ao falarmos de pacientes pediátricos. Os pacientes pediátricos apresentam inúmeras variações nas dimensões físicas para uma mesma faixa etária, devido à taxa de crescimento e ao nível de obesidade. Por isso, os pacientes foram agrupados de acordo com as suas características inerentes, a região corporal que foi exposta durante o exame de TC e a indicação clínica do exame (ICRU, 2012; IAEA, 2013; GOSKE *et al.*, 2013; ICRP, 2017; EC, 2018).

Foram selecionados exames de Crânio sem a utilização do meio de contraste e que utilizaram os parâmetros técnicos listados na Tabela 11. Para obter as medidas relacionadas aos diâmetros ântero-posterior e látero-lateral, utilizamos a glabella como ponto de referência anatômico. O diâmetro ântero-posterior foi determinado traçando uma linha paralela a partir da glabella até a parte posterior do Crânio, tanto na imagem de perfil do *scout* como na imagem axial do exame. Já para o diâmetro látero-lateral foi traçada uma linha perpendicular ao centro da linha do diâmetro ântero-posterior na imagem axial do exame, incluindo as margens do osso parietal direito e esquerdo.

Tabela 11 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Crânio

Tensão do tubo de raios X	120 kV
mAs de referência	200 mAs
mA	Modulação de corrente (<i>Care Dose 4D</i>)
Espessura de corte	0,6 mm
<i>Pitch</i>	0,6 mm
Colimação	40 x 0,6 mm
Tipo de aquisição	Helicoidal

Incluiu-se neste estudo apenas os exames de Tórax realizados sem a utilização do meio de contraste e em duas fases, inspiração e expiração, no mesmo exame. Os parâmetros técnicos utilizados no protocolo do exame estão listados na Tabela 12. Para obter as medidas relacionadas aos diâmetros ântero-posterior e látero-lateral, utilizou-se a região meso-esternal como ponto de referência anatômica. O diâmetro látero-lateral foi determinado traçando uma linha paralela no centro da região meso-esternal da margem lateral direita à margem lateral esquerda do Tórax, tanto na imagem do *scout* como na imagem axial do exame. Já para a medida referente a dimensão ântero-posterior foi traçada uma linha perpendicular ao centro da linha do diâmetro látero-lateral (equivalente ao nível do miocárdio) na imagem axial do exame.

Tabela 12 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Tórax

(continua)

Tensão do tubo de raios X	120 kV para aquisição em inspiração 100 kV para aquisição em expiração
mAs de referência	110 mAs
mA	Modulação de corrente (<i>Care Dose 4D</i>)
Espessura de corte	0,6 mm

Tabela 12 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Tórax (conclusão)

<i>Pitch</i>	1,0 mm
Colimação	128 x 0,6 mm
Tipo de aquisição	Helicoidal

Para avaliação dos exames de Abdome, foram selecionados os exames de Abdome total realizados com o meio de contraste iodado endovenoso em duas fases, pré e portal, no mesmo exame. Os parâmetros técnicos utilizados no protocolo do exame foram listados na Tabela 13. Para obter as medidas relacionadas aos diâmetros ântero-posterior e látero-lateral, utilizou-se a região ao nível da veia esplênica como ponto de referência anatômica. O diâmetro látero-lateral foi determinado traçando uma linha paralela ao nível da veia esplênica da margem lateral direita à margem lateral esquerda do Abdome, tanto na imagem do *scout* como na imagem axial do exame. Já para a medida referente à dimensão ântero-posterior, foi traçada uma linha perpendicular ao centro da linha do diâmetro látero-lateral na imagem axial do exame.

Tabela 13 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames de TC de Abdome

Tensão do tubo de raios X	100 kV e 120 kV
mAs de referência	150 mAs e 170 mAs
mA	Modulação de corrente (<i>Care Dose 4D</i>)
Espessura de corte	0,6 mm
<i>Pitch</i>	1,0 mm
Colimação	128 x 0,6 mm
Tipo de aquisição	Helicoidal

Na sequência, os exames dos pacientes foram agrupados seguindo as recomendações da publicação 135 da ICRP e do documento de Diretrizes Europeias sobre Níveis de Referência de Diagnóstico para Imagens Pediátricas (*European Guidelines on Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging*) elaborado pela Comissão Europeia (*European Commission (EC)*). Para exames de TC de Crânio, os exames foram agrupados pela faixa etária em três grupos, pacientes de 0 a < de 1 ano, de 1 ano a < de 6 anos e \geq de 6 anos. Pelo fato dos pacientes de 0 a < de 1 ano corresponderem a apenas 3% dos exames de Crânio analisados, eles foram agrupados em um único grupo, ao invés de serem agrupados em dois grupos, de 0 a < 3 meses e de 3 meses a < 1 ano. Já para exames de TC de Tórax e de Abdome, os exames foram agrupados pelo peso corporal, que se torna um parâmetro mais confiável, devido às diversidades

das dimensões físicas das crianças para a mesma faixa etária. Os dados foram divididos em 2 grupos, para pacientes de 15 a < de 30 kg e para pacientes de 30 a < de 50 kg (ICRP, 2017; EC, 2018).

5.1 REPRODUÇÃO DOS DADOS COLETADOS

Para assegurar que a reprodutibilidade do tomógrafo, foram realizados testes de controle de qualidade no ano de 2020, conforme definidos pela regulamentação da ANVISA IN Nº 55 de 2019. Os testes com periodicidade anual foram realizados em dezembro de 2020, e todos os parâmetros encontravam-se dentro dos limites preconizados pela IN 55/2019, incluindo aqueles com periodicidade semanal. A partir de julho de 2021, foi revogada a IN Nº 55, e em seu lugar passou a vigorar a IN Nº 93, porém não houve alteração na lista de testes exigidos e nem nos limites de aceitação. Até a finalização das medições para este trabalho, o equipamento não passou por nenhum processo de manutenção que alterasse os parâmetros de qualidade de imagem ou dose.

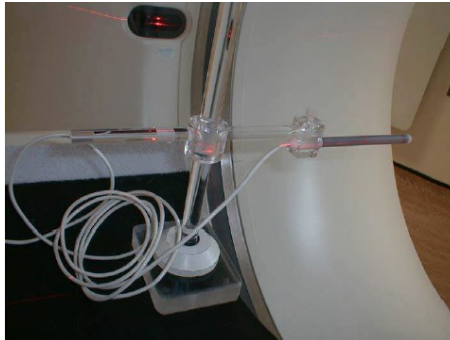
Com o objetivo de estimar a quantidade de dose de radiação ionizante total a que os pacientes foram expostos, selecionou-se seis exames de todos os exames coletados, através de uma análise estatística descritiva dos valores de mAs total registrados pelo tomógrafo após a conclusão de cada exame. Optou-se em utilizar os valores de mAs total para definir os protocolos que seriam utilizados nos testes, uma vez que os dados coletados se referiam a exames que utilizaram a modulação automática de corrente. Sendo assim, os valores de $CTDI_{vol}$ registrados pelo tomógrafo após a conclusão de cada exame, correspondem a uma média dos valores de $CTDI_{vol}$ para toda a região examinada. Os exames selecionados correspondem aos exames que apresentam o valor de mAs total igual ou próximo ao valor da mediana (50º percentil) da distribuição dos valores de mAs total dos exames, para um determinado grupo e região de interesse.

Os seis exames selecionados foram reproduzidos utilizando o método de aquisição axial, conforme preconizado pela IAEA, e com base na metodologia proposta pelo relatório número III da AAPM, publicado em 2010. O relatório III define a métrica de dosimetria para os testes de aceitação e de controle de qualidade em MSCT, utilizando objetos simuladores de dosimetria de PMMA. Os objetos simuladores de PMMA representam os melhores objetos sólidos para a representação do tecido humano, uma vez que as propriedades químicas deste

material, relacionadas à densidade de $1,19 \text{ g.cm}^{-3}$ e ao número atômico efetivo de 7,55, aproximam-se das propriedades químicas da água, 1 g.cm^{-3} e 7,51, respectivamente (IAEA, 2007; AAPM, 2010; HUDA, METTLER, 2011).

Inicialmente, o índice de *kerma* no ar ($\text{CTDI}_{100, \text{ar}}$) foi medido para cada um dos seis protocolos selecionados, com base nos dados coletados. Para tanto, a câmara de ionização foi acoplada ao suporte e ao multimedidor Accu-Gold+, modelo AGDM+ da marca *Radcal Corporation*. Em seguida, a câmara de ionização foi posicionada no centro do *gantry* de maneira que a região central da câmara de ionização coincidissem com os três *lasers* internos do tomógrafo, que representam os planos x, y e z, correspondendo a posição do isocentro do plano de rotação do tomógrafo (Figura 15).

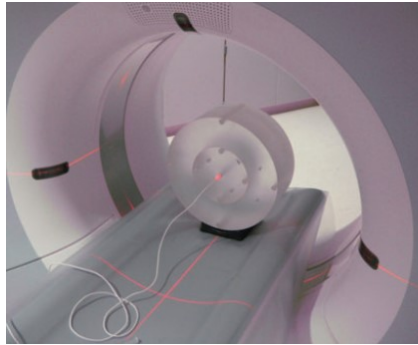
Figura 15 - Exemplo de posicionamento da câmara de ionização no isocentro do *gantry*



Fonte: IAEA (2014)

Posteriormente, foram realizadas as leituras para o *kerma* nos objetos simuladores de PMMA para TC, que corresponde ao $\text{CTDI}_{100, \text{PMMA}}$. Para reproduzir os exames de Crânio, utilizou-se o objeto simulador de PMMA de 16 cm de diâmetro. Para os exames de Tórax e Abdome foram utilizados os objetos simuladores de 16 e 32 cm de diâmetro, respectivamente, para simular pacientes com peso de 15 kg até 29 kg e com peso de 30 kg a 49 kg. Os objetos simuladores foram posicionados no suporte de Crânio para os exames deste tipo e na mesa de exames para os exames de Tórax e de Abdome, de maneira a que o centro do objeto simulador coincidissem com o isocentro do *gantry*, conforme a Figura 16.

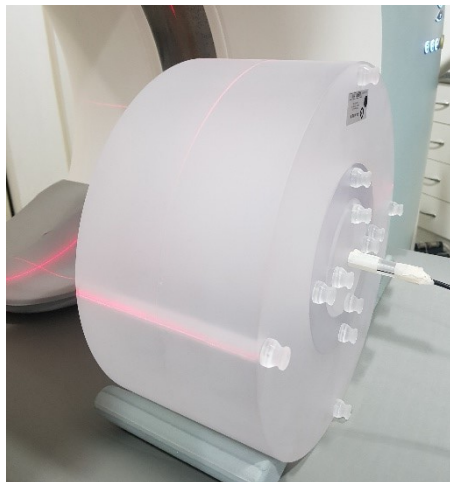
Figura 16 - Exemplo de posicionamento do objeto simulador para obter as leituras do $CTDI_{100, PMMA}$



Fonte: ICRU (2012)

Para realizar as leituras do $CTDI_{100, PMMA}$, foram efetuadas leituras no centro ($CTDI_{100, c}$) e nos quatro orifícios periféricos ($CTDI_{100, p}$) dos objetos simuladores. Os orifícios periféricos correspondem às posições de 0, 90, 180 e 270 graus. Durante a dosimetria, quando um dos orifícios é preenchido com a câmara de ionização, os demais orifícios são preenchidos pelas hastes de PMMA para que não haja distorções nas medidas das grandezas dosimétricas, conforme a Foto 1.

Fotografia 1 - Posicionamento do objeto simulador, com as hastes de PMMA nos orifícios periféricos e a câmara de ionização no orifício central



Fonte: Autoria própria

Com base nas leituras do $CTDI_{100, PMMA}$, foram calculados o índice ponderado ($CTDI_w$) e o $CTDI_{vol}$. O $CTDI_{vol}$, corresponde à dose ponderada da radiação produzida pelo tomógrafo durante a execução do exame, definindo desta maneira, os perfis longitudinais de dose para os objetos simuladores de PMMA (AAPM, 2010; HUDA, METTLER, 2011).

Com o objetivo de incorporar o tamanho do paciente ao $CTDI_{vol}$, a metodologia proposta pela AAPM *Task Group 204* (2011), *Estimativas de Dose por Tamanho Específico em Exames de Tomografia Computadorizada Pediátrico e Adulto (Size Specific Dose Estimates, SSDE, in Pediatric and Adult Body CT Examinations)* foi aplicada. O *Task Group 204* estima a dose média para a região central da área de estudo através do $CTDI_{vol}$ fornecido pelo tomógrafo e das dimensões ântero-posterior e látero-lateral ou pelo diâmetro efetivo (*effective diameter* (D_{eff})) do paciente (AAPM, 2011; FRANCK *et al.*, 2016). Além do documento AAPM *Task Group 204*, os documentos AAPM *Task Group 220* (2014) e *Task Group 293* (2019), foram utilizados para incluir o tamanho específico do paciente. O *Task Group 220* utiliza o SSDE baseado na atenuação do paciente através do diâmetro equivalente de água (*Water equivalent diameter* (D_w)) o que torna a estimativa de dose mais precisa para regiões do corpo que contenham uma variedade maior relacionadas à densidade e à composição dos tecidos, por exemplo o Tórax (AAPM, 2014). O *Task Group 293* é específico para exames de TC de Crânio, disponibilizando fatores de conversão relacionados ao valor de $CTDI_{vol}$ para objetos simuladores de 16 cm de diâmetro em função do diâmetro equivalente de água (AAPM, 2019). Desta maneira é possível considerar as dimensões específicas de cada paciente e os parâmetros técnicos utilizados em cada exame, para se calcular a dose recebida. Tais fatores não eram levados em consideração nas metodologias anteriores baseadas apenas nos indicadores de CTDI e DLP (AAPM, 2011; FRANCK *et al.*, 2016).

Os valores de SSDE foram calculados de acordo com a Equação 15 deste trabalho, através do produto entre o valor do $CTDI_{vol}$ e o fator de conversão (f), em função do diâmetro efetivo dos pacientes. O fator de conversão (f) correlaciona as propriedades de atenuação do objeto simulador padrão com a atenuação e as dimensões do corpo do paciente. Os valores dos fatores de conversão (f) em função da dimensão ântero-posterior, da dimensão látero-lateral e do diâmetro efetivo do paciente estão listados nas Tabelas 7 e 8.

Entretanto, o SSDE não pode ser utilizado para calcular a dose absorvida pelo órgão ou a dose efetiva. Sendo assim, a dose de radiação ionizante absorvida pelos órgãos e a dose efetiva foram estimadas por meio do *software CALDose_XCT*, que possibilita avaliar a dose absorvida pelos órgãos e pelos tecidos e o risco associado ao câncer radioinduzido, através do método de MC (KRAMER, KHOURY, VIEIRA, 2008). A dose absorvida média nos órgãos e tecidos radiosensíveis e a dose efetiva foram estimadas utilizando os mesmos parâmetros técnicos dos seis protocolos selecionados para a dosimetria com objeto simulador de PMMA, e os valores de $CTDI_{vol}$ estimados para cada protocolo por meio das leituras dosimétricas,

utilizando os objetos simuladores e a câmara de ionização. Optou-se em utilizar o valor do $CTDI_{vol}$ nos cálculos realizados pelo *software*, uma vez que esse valor corresponde a grandeza que melhor reflete a particularidade de cada tomógrafo.

Vale ressaltar que o *software* não disponibiliza o mesmo modelo do tomógrafo físico, *Somatom Definition AS+* com 64 linhas de detectores da marca *Siemens*, utilizado neste estudo. Sendo assim, após análise detalhada das características técnicas dos modelos dos tomógrafos virtuais da marca *Siemens* fornecidos pelo *software*, em conjunto com um de seus desenvolvedores, optou-se em utilizar nos cálculos o tomógrafo simulado *Somatom Definition AS* de 40 linhas de detectores da marca *Siemens*, pela maior equidade das características entre ambos e principalmente pelo fato da geometria do feixe ser a mesma para ambos os modelos. As principais diferenças entre os tomógrafos são com relação ao número de elementos de detectores por linha excluindo os detectores de referência, número de detectores ao longo do eixo z, número de cortes, comprimento efetivo de elementos de detectores no eixo z, colimação máxima do feixe de raios X no eixo z e as opções de colimação do feixe, conforme a Tabela 14.

Tabela 14 - Principais diferenças entre as características técnicas do tomógrafo físico *Somatom Definition AS+* 64 (utilizado na clínica) e do tomógrafo simulado *Somatom Definition AS* 40 (utilizado nos cálculos do *software*)

Modelo do Tomógrafo	<i>Somatom Definition AS+</i> 64	<i>Somatom Definition AS</i> 40
Tamanho do ponto focal (mm)	0,7 x 0,7 ou 0,9 x 1,1	0,7 x 0,7 ou 0,9 x 1,1
Nº de elementos de detectores por linha (excluindo os detectores de referência)	736	736
Número de elementos detectores ao longo do eixo z	32	20
Nº de cortes	2 x 64	40
Comprimento efetivo de elementos de detectores no eixo z	32 x 0,6 mm	20 x 0,6 mm
Colimação máxima do feixe de raios X no eixo z com cortes submilimétricos	19,2 mm	12 mm
Modos de aquisição sequencial (Colimação do feixe: largura de aquisição de dados disponíveis)	2: 1 mm; 4,8: 0,6 mm; 5: 5 mm; 10: 10 mm; 19,2: 0,6 mm ou 1,2 mm.	2: 1 mm; 4,8: 0,6 mm; 5: 5 mm; 10: 10 mm; 12: 0,6 mm.
Modos de aquisição helicoidal (Colimação do feixe: largura de aquisição de dados disponíveis)	4,8: 0,3 ou 0,6 mm; 6: 0,6 mm; 12: 0,6 mm; 19,2: 0,6 mm ou 1,2 mm.	4,8: 0,3 ou 0,6 mm; 6: 0,6 mm; 12: 0,6 mm.

Fonte: Modificado NHS Purchasing and Supply Agency, CEP08026 e CEP08027 (2009)

Analisou-se as características inerentes aos pacientes que se submeteram aos seis exames selecionados, a fim de determinar os objetos simuladores antropomórficos correspondentes disponíveis no *software*, conforme demonstrado na Tabela 15.

Tabela 15 - Definição do simulador antropomórfico disponibilizado no *software CALDose_XCT*, a partir da análise das características de cada paciente referente aos protocolos selecionados

Região	Grupo	Idade do paciente submetido ao exame	Sexo do paciente submetido ao exame	Simulador do <i>CALDose_XCT</i>
Crânio	1 -< 6 anos	4 anos	Feminino	Feminino de 5 anos
	≥ 6 anos	6 anos	Masculino	Masculino de 5 anos
Tórax	15 -< 30 kg	6 anos	Masculino	Masculino de 5 anos
	30 -< 50 kg	9 anos	Masculino	Masculino de 10 anos
Abdome	15 -< 30 kg	8 anos	Feminino	Feminino de 10 anos
	30 -< 50 kg	8 anos	Feminino	

Concluída a análise de todos estes itens, o *software* foi alimentado com os dados pertinentes, conforme demonstrado na Figura 17, para cada um dos seis protocolos selecionados.

Figura 17 - Tela do *software CALDose_XCT* após o preenchimento dos dados necessários para os cálculos da estimativa de dose nos órgãos e da dose efetiva

The screenshot displays the CALDose_XCT software interface. At the top, the logo 'CALDose_XCT' is visible. The main area contains several input fields and dropdown menus for configuring a scan. The parameters shown are:

- Select phantom: Pediatric: Female, 5 years
- Age (years): 5
- Examination: Head
- Start location (cm): 0.07
- End location (cm): 15.91
- Scanner: SIEMENS DEFINITION AS 40
- Scan mode: Helical (Spiral)
- Voltage (kVp): 120
- Pitch: 0.6
- Beam collimation or Slice collimation(mm): 24
- Table Feed (mm/rot): 14.4

Below these parameters, there is a section for conversion coefficients with the following values:

- Air Kerma at Iso Centre (mGy): [empty field]
- Tube loading (mAs): [empty field]
- CDTIvol (mGy): 17.99

A 3D anatomical model of a human torso is shown on the right side of the interface, with a vertical scale on the right. A note below the model states: "For CT simulations the phantom is placed on a carbon fibre table and the arms are removed."

At the bottom of the interface, there is a "START CALCULATION" button and an "Acknowledgment" section with logos for CNPq, FACEPE, and the Universidade Federal de Pernambuco. The release date is 22.09.2014 and the version is 1.5 - update: 29.09.2020.

Fonte: caldose.org (2020)

Após realizar os cálculos, o *software* exibe uma nova tela com os resultados da dose absorvida de acordo com a grandeza informada no processo de alimentação do *software*, conforme demonstrado na Figura 18.

Figura 18 - Tela de resultados do *software* CALDose_XCT após a execução dos cálculos

CALDose_XCT

RESULTS

In the result tables, dose quantities appear only if their statistical errors are smaller than 10% and their numerical values are greater than 0.0005.

Absorbed doses per Incident Air Kerma at Iso-Centre

MUSCLE	0.031	0.43
SKIN (AREA COVERED BY CT BEAM)	0.218	0.33
SALIVARY GLANDS	0.218	1.69
THYROID	0.010	5.98
EXTRATHORACIC AIRWAYS	0.312	0.88
HEART WALL	0.008	6.43
LYMPHATIC NODES	0.024	3.91
SKELETON AVERAGE	0.271	0.13
MAXIMUM RBM ABSORBED DOSE	0.748	1.28
MAXIMUM BSC ABSORBED DOSE	0.980	1.68
FEMALE WEIGHTED DOSE	0.038	0.28

RISK OF CANCER INCIDENCE: 1.0 CASES PER 100000/AKIC (mGy)
RISK OF CANCER MORTALITY: 0.5 CASES PER 100000/AKIC (mGy)

download result

Absorbed doses per Tube Loading

DATE: 04-01-2022 TIME: 4:46:47.
HEAD CT EXAMINATION FOR SIEMENS DEFINITION AS 40
FEMALE PEDIATRIC PATIENT, AGE: 5.0 YEARS
BODY MASS: 19.1 KG, STANDING HEIGHT: 109 CM
120 kVp 9.0 mm Al 7 Deg Tungsten IPEN/SR78
MEAN SPECTRAL ENERGY: 64.1 keV
HELICAL (SPIRAL) SCAN, TABLE INCREMENT: 1.44 CM
NUMBER OF ROTATIONS: 11 PITCH: 0.60
SOURCE-TO-ISO-CENTRE DISTANCE: 59.5 cm
TOTAL FIELD SIZE AT ISO-CENTRE: 63.3 cm x 15.8 cm
BEAM WIDTH AT ISO-CENTRE: 2.40 cm SCAN LENGTH: 15.8 cm

ABSORBED DOSE PER TUBE LOADING

download result

Absorbed doses per CT DIvol

DATE: 04-01-2022 TIME: 4:46:47.
HEAD CT EXAMINATION FOR SIEMENS DEFINITION AS 40
FEMALE PEDIATRIC PATIENT, AGE: 5.0 YEARS
BODY MASS: 19.1 KG, STANDING HEIGHT: 109 CM
120 kVp 9.0 mm Al 7 Deg Tungsten IPEN/SR78
MEAN SPECTRAL ENERGY: 64.1 keV
HELICAL (SPIRAL) SCAN, TABLE INCREMENT: 1.44 CM
NUMBER OF ROTATIONS: 11 PITCH: 0.60
SOURCE-TO-ISO-CENTRE DISTANCE: 59.5 cm
TOTAL FIELD SIZE AT ISO-CENTRE: 63.3 cm x 15.8 cm
BEAM WIDTH AT ISO-CENTRE: 2.40 cm SCAN LENGTH: 15.8 cm
USER CT DIvol: 17.990 mGy

ABSORBED DOSE

download result

Effective dose (ICRP 103)

For the newborn and one year old phantoms the effective dose is given in the result tables.
For the 5 and 10 year old pediatric phantoms, as well as for all adult phantoms the effective dose can be calculated as the arithmetic mean of the male and the female weighted doses given in the tables.

NEW CALCULATION

Thank you for using CALDose_XCT

Acknowledgment:

Em seguida é possível realizar o *download* do relatório dos resultados de acordo com a grandeza selecionada. A Figura 19 demonstra o modelo do relatório fornecido pelo *software*.

Figura 19 - Modelo do relatório exibido pelo *software CALDose_XCT* para o valor de $CTDI_{vol}$

```

DATE: 04-01-2022 TIME: 4:46:47.
HEAD CT EXAMINATION FOR SIEMENS DEFINITION AS 40
FEMALE PEDIATRIC PATIENT, AGE: 5.0 YEARS
BODY MASS: 19.1 KG, STANDING HEIGHT: 109 CM
120 kVcp 9.0 mm Al 7 Deg Tungsten IPEM/SR78
MEAN SPECTRAL ENERGY: 64.1 keV
HELICAL (SPIRAL) SCAN, TABLE INCREMENT: 1.44 CM
NUMBER OF ROTATIONS: 11 PITCH: 0.60
SOURCE-TO-ISO-CENTRE DISTANCE: 59.5 cm
TOTAL FIELD SIZE AT ISO-CENTRE: 63.3 cm x 15.8 cm
BEAM WIDTH AT ISO-CENTRE: 2.40 cm SCAN LENGTH: 15.8 cm
USER  $CTDI_{vol}$ : 17.990 mGy

```

ABSORBED DOSE

ORGAN/TISSUE	mGy	%
EYES	12.37	1.53
BRAIN	13.31	0.16
ORAL MUCOSA	2.361	2.80
LUNGS	0.180	2.91
MUSCLE	0.540	0.43
SKIN (AREA COVERED BY CT BEAM)	14.39	0.53
SALIVARY GLANDS	3.418	1.69
THYMUS	0.180	8.98
EXTRATHORACIC AIRWAYS	4.880	0.88
HEART WALL	0.112	6.43
LYMPHATIC NODES	0.360	3.91
SKELETON AVERAGE	15.27	0.13
MAXIMUM RBM ABSORBED DOSE	11.76	1.26
MAXIMUM BSC ABSORBED DOSE	14.93	1.68
FEMALE WEIGHTED DOSE	0.558	0.26

```

RISK OF CANCER INCIDENCE: 14.9 CASES PER 100000
RISK OF CANCER MORTALITY: 7.2 CASES PER 100000

```

Fonte: caldose.org (2020)

Além disso, a dose efetiva foi estimada também mediante a um método simplificado que se baseia no valor do DLP, conforme proposto pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC, e demonstrado na Equação 17, na qual a dose efetiva é obtida através do produto do valor de DLP pelo coeficiente específico k para cada região irradiada. O fator de conversão k é alterado de acordo com a região estudada, a idade do paciente e protocolo utilizado, conforme listado na Tabela 9 (ICRU, 2012).

6 RESULTADOS E DISCUSSÕES

6.1 CARACTERIZAÇÃO DA AMOSTRA

Neste estudo foram coletados e analisados os dados de 201 exames de TC, dos quais 182 correspondem a exames de TC de Crânio, efetuados em crianças de 2 meses a 10 anos de idade, com peso corporal de 11 kg a 50 kg, altura de 94 cm a 155 cm e diâmetro efetivo de 15 cm a 17 cm; 10 a exames de TC de Tórax, efetuados em crianças de 4 a 9 anos de idade, com peso corporal de 18 kg a 37 kg, altura de 101 cm a 141 cm e diâmetro efetivo de 17 cm a 22 cm; e 9 a exames de TC de Abdome, efetuados em crianças de 5 a 9 anos de idade, com peso corporal de 17 kg a 48 kg, altura de 110 cm a 150 cm e diâmetro efetivo de 17 cm a 28 cm, conforme demonstrado na Tabela 16.

Tabela 16 - Análise das características físicas dos grupos de pacientes de acordo com a região examinada

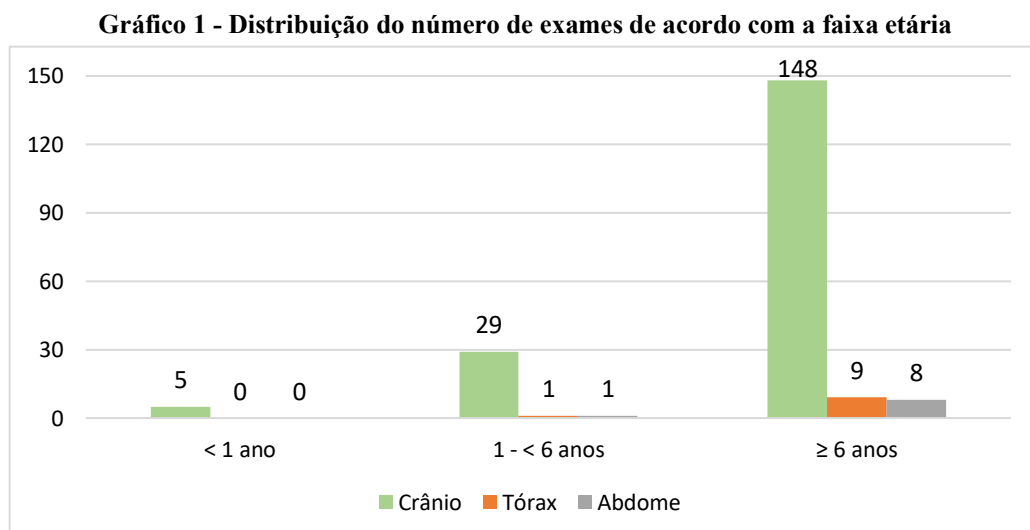
Exame	Grupo	Parâmetros	Mediana	Média	Mínimo	Máximo
Crânio	1-< 6 anos	Peso (kg)	20	19,63 ± 4,23	11	28
		Altura (cm)	110	110,48 ± 8,23	94	125
		Diâmetro efetivo (cm)	16	15,76 ± 0,74	15	17
	≥ 6 anos	Peso (kg)	29,50	30,81 ± 8,38	18	50
		Altura (cm)	130	129,43 ± 11,77	105	155
		Diâmetro efetivo (cm)	16	16,19 ± 0,63	15	17
Tórax	15-< 30 kg	Peso (kg)	21	22,40 ± 3,58	18	27
		Altura (cm)	120	119,40 ± 11,91	105	132
		Diâmetro efetivo (cm)	18	18,40 ± 1,14	17	20
	30-< 50 kg	Peso (kg)	35	33,80 ± 2,77	30	37
		Altura (cm)	139	134,20 ± 10,43	116	141
		Diâmetro efetivo (cm)	21	21 ± 0,94	20	22
Abdome	15-< 30 kg	Peso (kg)	25	23,27 ± 5,60	17	27,80
		Altura (cm)	125	122,33 ± 11,24	110	132
		Diâmetro efetivo (cm)	19	18,33 ± 1,59	17	19
	30-< 50 kg	Peso (kg)	36,50	38,50 ± 6,16	33	48
		Altura (cm)	140	140,00 ± 6,23	133	150
		Diâmetro efetivo (cm)	22	22,83 ± 2,52	21	28

Ao analisar o biotipo dos pacientes segundo os grupos definidos pela publicação 135 da ICRP e pelo documento de Diretrizes Europeias sobre Níveis de Referência de Diagnóstico

para Imagens Pediátricas da Comissão Europeia, considerando o peso, a altura e o diâmetro efetivo, através dos dados da Tabela 16, verificou-se uma maior variação para os parâmetros de peso e de altura com relação ao grupo de pacientes com idade ≥ 6 anos e com peso 30 a < 50 kg, para exames de TC de Crânio e de Abdome, respectivamente. Apesar dessas variações, os valores relacionados ao diâmetro efetivo para todos os grupos definidos não apresentaram variações significativas, evidenciando desta maneira, que os parâmetros estabelecidos para agrupar os pacientes são confiáveis apesar das variações físicas das crianças para uma mesma faixa etária (ICRP, 2017; EC, 2018).

Após a análise das características físicas dos pacientes, optou-se em utilizar o objeto simulador de 16 cm de diâmetro, para reproduzir os exames de Crânio para ambos os grupos e para os exames de Tórax e de Abdome para o grupo de 15 a < 30 kg, pelo fato do valor da mediana do diâmetro efetivo ser equivalente ou próximo do valor do diâmetro do objeto simulador, considerando desta maneira o tamanho do paciente. Já para os exames de Tórax e de Abdome para o grupo de 30 a < 50 kg, utilizou-se o objeto simulador de 32 cm de diâmetro, que corresponde ao objeto simulador para exames de corpo, conforme recomendado pela ICRP.

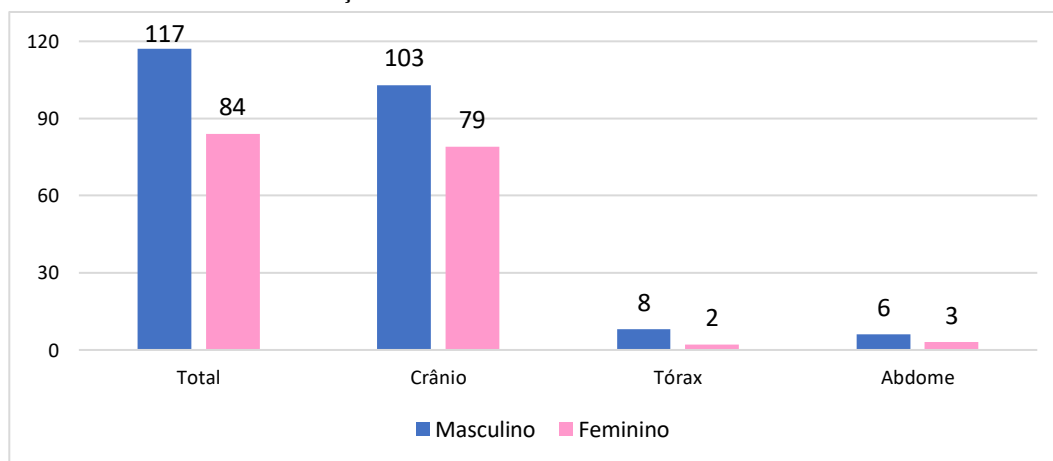
No Gráfico 1, pode-se observar a distribuição dos exames coletados de acordo com a região de interesse e a faixa etária, sendo que 82% dos exames foram realizados em pacientes com idade igual ou superior a 6 anos, dentre os quais 74% equivalem a exames de TC de Crânio.



No Gráfico 2, pode-se observar a distribuição dos exames coletados de acordo com a região de interesse e o sexo, sendo que 59% correspondem a exames efetuados em pacientes do sexo masculino e 41% em pacientes do sexo feminino. Dos exames de TC de Crânio, 57%

foram realizados em indivíduos do sexo masculino e 43% em indivíduos do sexo feminino; dos exames de TC de Tórax, 80% foram realizados em indivíduos do sexo masculino e 20% em indivíduos do sexo feminino; e dos exames de TC de Abdome, 67% foram realizados em indivíduos do sexo masculino e 33% em indivíduos do sexo feminino. A maior incidência de exames é em pacientes do sexo masculino para todas as regiões.

Gráfico 2 - Distribuição do número de exames de TC coletados e analisados



6.2 PARÂMETROS TÉCNICOS

A partir da análise estatística dos valores de mAs total coletados referentes aos exames de TC de Crânio, de Tórax e de Abdome de crianças de 0 a 10 anos de idade (Tabela 17), realizados no período de janeiro de 2018 a janeiro de 2021, foram definidos os valores de mAs total utilizados para selecionar os protocolos de exames que seriam reproduzidos, por meio de objetos simuladores. Tais valores foram obtidos através de uma análise estatística descritiva, calculando o mínimo, o 1º quartil, o 2º quartil, o 3º quartil, o máximo e a média para cada grupo, mostrados na Tabela 17. Dentre os valores obtidos pela análise, foram utilizados os valores referentes a mediana (2º quartil), considerado por Vassileva *et al.* (2015) como o melhor indicador para estimar a dose típica, independentemente do tamanho da amostra, da simetria dos dados ou da presença de valores extremos.

Tabela 17 - Análise estatística do valor do mAs total utilizado nos exames de Crânio, Tórax e Abdome

Exame	Grupo	Mínimo	1º quartil	2º quartil	3º quartil	Máximo	Média
Crânio	< 1 ano	758	869	1249	1423	1510	1166
	1 -< 6 anos	1339	1460	1509	1684	1932	1563
	≥ 6 anos	1385	1644	1740	1828	2055	1741
Tórax	15 -< 30 kg	435	457	495	604	669	523
	30 -< 50 kg	575	623	736	928	1015	767
Abdome	15 -< 30 kg	568	568	815	874	874	752
	30 -< 50 kg	1063	1278	1567	1900	2346	1607

Para cada grupo de pacientes referente às regiões anatômicas pré-estabelecidas selecionou-se um exame, que apresentasse o valor próximo ou igual ao valor da mediana da distribuição dos valores de mAs total utilizados para cada grupo, conforme a Tabela 18. Os exames de pacientes com idade inferior a 1 ano foram desconsiderados, pelo fato de a amostra apresentar apenas 5 pacientes, quantidade esta inferior ao preconizado pela Comissão Europeia e pela ICRP, que é no mínimo de 10 pacientes.

Tabela 18 - Parâmetros técnicos utilizados nos protocolos de exames selecionados com base na análise estatística descritiva do valor do mAs total

Exame	Grupo	kV	mAs	mAs total	Tempo de rotação (s)	Colimação (mm)
Crânio	1 -< 6 anos	120	103	1509	1	40 x 0,6 mm
	≥ 6 anos	120	110	1740	1	40 x 0,6 mm
Tórax	15 -< 30 kg	120	28	495	0,33	128 x 0,6 mm
	30 -< 50 kg	120	39	736	0,33	128 x 0,6 mm
Abdome	15 -< 30 kg	120	37	815	0,5	128 x 0,6 mm
	30 -< 50 kg	100	89	1692	0,5	128 x 0,6 mm

Dentre os parâmetros técnicos utilizados nos exames analisados, houve variação no valor do mAs médio do protocolo utilizado e no valor do comprimento de varredura (Tabela 19).

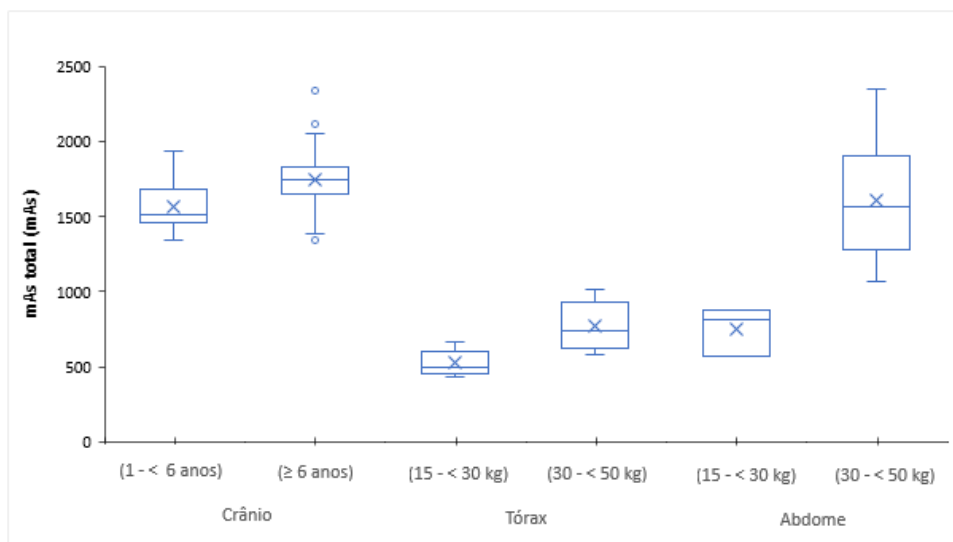
Tabela 19 - Análise dos parâmetros técnicos utilizados nos exames

Exame	Grupo	Parâmetros	Mediana	Média	Mínimo	Máximo
Crânio	1 -< 6 anos	mAs	100	101,45 ± 8,42	86	120
		mAs Total	1509	1563,03 ± 165,18	1339	1932
		L (cm)	16,61	16,75 ± 0,78	15,60	18,60
	≥ 6 anos	mAs	110	109,45 ± 7,74	86	131
		mAs Total	1741	1741,97 ± 158,87	1338	2334
		L (cm)	17,34	17,40 ± 1,05	15,25	23,25
Tórax	15 -< 30 kg	mAs	29,4	29,50 ± 2,32	26	32
		mAs Total	495	532,20 ± 89,62	435	669
		L (cm)	24,57	24,72 ± 3,10	20,80	29,36
	30 -< 50 kg	mAs	38	39 ± 3,40	35	45
		mAs Total	736	767,40 ± 169	575	1015
		L (cm)	28,43	29,16 ± 5,97	22,64	38,78
Abdome	15 -< 30 kg	mAs	33,5	34 ± 7,04	25	43
		mAs Total	815	752,33 ± 162,34	568	874
		L (cm)	28,50	30,32 ± 3,70	27,88	34,58
	30 -< 50 kg	mAs	43,5	52,61 ± 17,16	38	89
		mAs Total	1566,50	1607 ± 438,12	1063	2346
		L (cm)	32,04	30,96 ± 2,92	25,68	33,60

*L – Comprimento de varredura

A oscilação nos valores de mAs e mAs total se deve ao fato dos protocolos estabelecidos no serviço utilizarem tensão fixa e modulação automática de corrente através do *software Care Dose 4D*. O Gráfico 3 apresenta uma análise gráfica dos valores de mAs total utilizado nos exames, evidenciando o uso de valores maiores nos exames de Crânio para ambos os grupos e de Abdome para o grupo de 30 a < 50 kg, tendo a maior dispersão dos valores de mAs para os exames de Abdome. Os valores de mAs utilizados nos exames de Crânio são considerados aceitáveis, pelo fato de as estruturas anatômicas presentes no Crânio possuírem um maior índice de densidade e de atenuação, exigindo dessa maneira a utilização de níveis maiores de mAs para obter imagens com qualidade diagnóstica satisfatórias. Já a dispersão notada nos exames de Abdome pode estar relacionada ao menor número de dados coletados e ao fato desse exame apresentar mais de uma fase de aquisição.

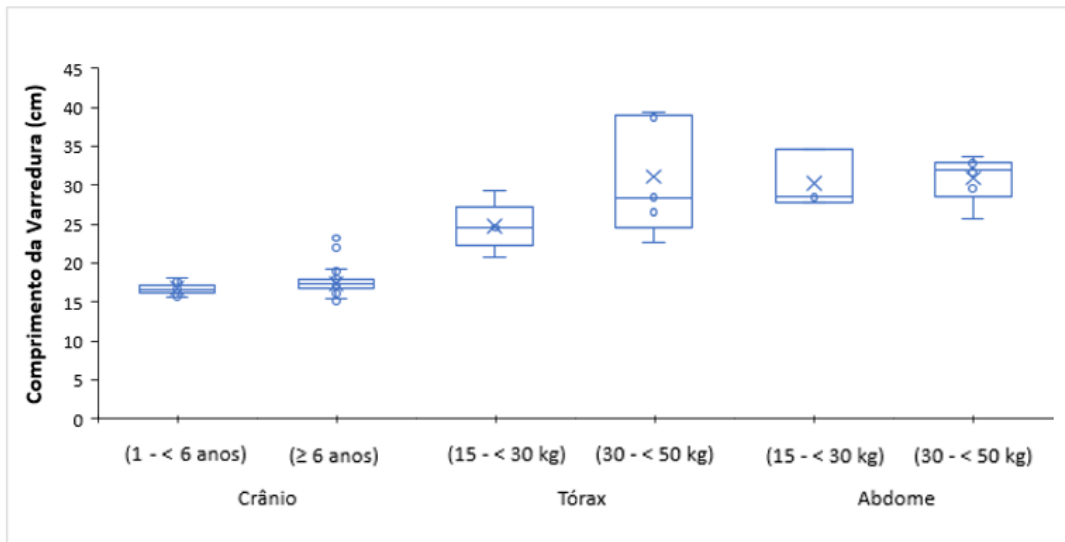
Gráfico 3 - Distribuição dos valores de mAs total para cada grupo



O comprimento de varredura interfere diretamente no valor da dose de radiação ionizante absorvida pelo paciente, uma vez que define a extensão da área que será irradiada durante a aquisição dos dados; quanto maior for o comprimento, maior será a dose de radiação. Portanto, a variação do comprimento de varredura está relacionada a colimação da região de interesse, a qual é definida pelo operador no momento da aquisição dos dados, bem como com as dimensões físicas do paciente, principalmente com relação à altura. Através da análise do Gráfico 4, os exames de Crânio, em sua maioria, apresentam uma constância maior nos intervalos de colimação, uma vez que o comprimento do Crânio não apresenta uma grande variação em relação à altura dos indivíduos. Já para os demais exames, a altura do paciente tem influência direta no comprimento de varredura, sendo possível identificar uma maior variação para exames de Tórax e Abdome. Dentre estes, a maior dispersão ocorreu para exames de Tórax referente ao grupo 30 a < 50 kg. Ao realizar uma análise mais detalhada dos dados deste grupo, verificou-se que, mesmo sendo o exame que apresentou o maior valor de comprimento de varredura, a altura do paciente correspondente equivale ao valor médio da altura deste grupo, caracterizando assim, que a colimação do exame não foi realizada de maneira adequada.

Ao analisar simultaneamente o valor de mAs total, o tamanho do objeto simulador de referência, o tamanho do paciente e o valor de comprimento de varredura, é possível inferir que quanto maior for o valor de mAs total e/ou o comprimento de varredura utilizado nos exames, maior será o valor de $CTDI_{vol}$, assim como o valor da dose de radiação ionizante absorvida, para pacientes com as mesmas características físicas ou objeto simulador de mesmas dimensões.

Gráfico 4 - Distribuição dos valores de comprimento de varredura para cada grupo



Outro ponto importante a ser abordado com relação aos parâmetros técnicos é o valor da tensão do tubo utilizado nos exames. Dos exames analisados, 13% foram realizados com 100 kV e 87% com 120 kV, visto que os protocolos utilizados nesses exames equivalem aos mesmos protocolos definidos para pacientes adultos. De acordo com a ICRP os exames de pacientes adultos devem ser realizados com a tensão de 120 kV e os exames de pacientes pediátricos com as tensões de 80 kV e 100 kV, tensões essas que foram consideradas ideais através dos estudos conduzidos pelos autores Vock e Yu *et al.* (VOCK, 2005; YU *et al.*, 2011; ICRP, 2013). Sendo assim, seria pertinente que os protocolos fossem revisados em conjunto com a equipe médica para adequar, se necessário, os valores de tensão para pacientes pediátricos.

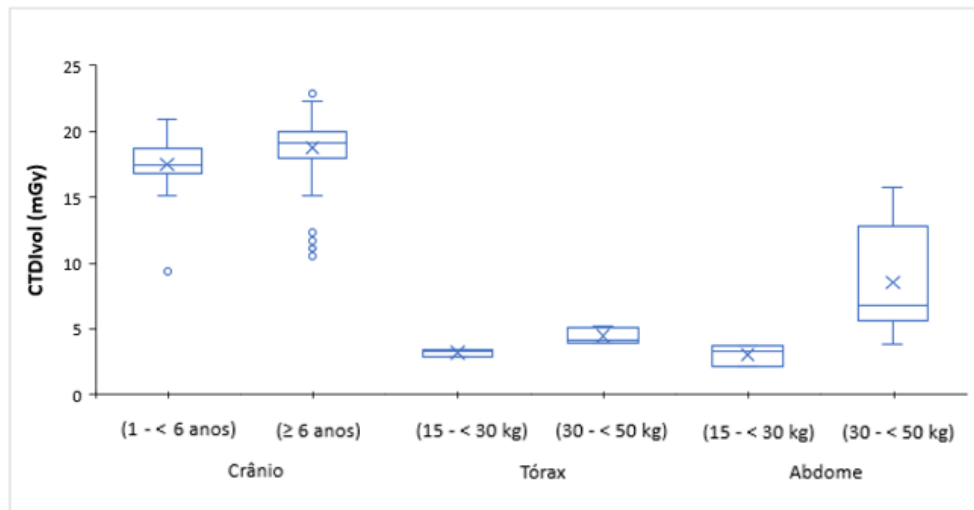
6.3 AVALIAÇÃO DOS ÍNDICES DE DOSE DOS DADOS REGISTRADOS PELO TOMÓGRAFO

Em exames pediátricos, os valores típicos para os índices de dose, como o $CTDI_{vol}$ e o DLP, são proporcionais à idade e ao tamanho do paciente. Portanto, quanto menor for a idade e o tamanho do paciente, menor serão os índices de dose. Tal relação é evidenciada na Tabela 20 e no Gráfico 5, que representam a análise estatística descritiva dos valores de $CTDI_{vol}$ correspondentes aos dados dos exames coletados.

Tabela 20 - Análise estatística dos valores de $CTDI_{vol}$ registrado pelo tomógrafo após a conclusão dos exames, referente aos dados dos exames coletados de acordo com os grupos estabelecidos

Exame	Grupo	Mínimo	1º quartil	2º quartil	3º quartil	Máximo	Média
Crânio	1 -< 6 anos	15,09	16,83	17,41	18,72	20,89	17,51
	≥ 6 anos	15,96	17,99	19,15	19,80	22,34	18,66
Tórax	15 -< 30 kg	2,93	2,95	3,27	3,43	3,44	3,20
	30 -< 50 kg	3,95	3,99	4,15	5,07	5,26	4,45
Abdome	15 -< 30 kg	2,14	2,14	3,30	3,73	3,73	3,06
	30 -< 50 kg	3,84	5,66	6,77	12,77	15,79	8,53

Gráfico 5 - Análise estatística descritiva dos valores de $CTDI_{vol}$ registrado pelo tomógrafo após a conclusão dos exames, referente aos dados dos exames coletados de acordo com os grupos estabelecidos



Além disso, por meio da análise dos valores de $CTDI_{vol}$ coletados (Tabela 20) foi possível definir os valores de dose típica de radiação para a sala de exames de TC, uma vez que todos os exames utilizados neste estudo foram interpretados, sem que houvesse a reconvocação dos pacientes para a aquisição de imagens adicionais. De acordo com Vassileva *et al.* (2015), o melhor valor para estimar a dose típica, independentemente do tamanho da amostra, da simetria dos dados ou da presença de valores extremos, é a mediana, que equivale ao 2º quartil. Assim como, a recomendação feita pela ICRP e pela EC é que se utilize o valor da mediana da distribuição de dose para comparativo com os valores de DRLs (ICRP, 2017; EC, 2018). Isto posto, ao comparar os valores de $CTDI_{vol}$ referentes ao 2º quartil com os valores estabelecidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais, considerando o número de fases para cada

tipo de exame realizado, os valores são considerados aceitáveis em relação aos valores de DRLs recomendados (Tabela 21).

Tabela 21 - Comparativo entre os valores de dose típica, baseados nos valores de CTDI_{vol} registrados pelo tomógrafo, e os valores de DRLs definidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais

Região	Grupo	Dose típica local (mGy)	DRLs CTDI _{vol} (mGy)		
		CTDI _{vol} 2º quartil	ANVISA	ACR	EC
Crânio	1 -< 6 anos	17,41	-	35	40
	≥ 6 anos	19,15	-	-	50
Tórax	15 -< 30 kg	3,27	-	-	2,7
	30 -< 50 kg	4,15	-	-	3,7
Abdome	15 -< 30 kg	3,30	20*	7,5 a 15 **	5,4
	30 -< 50 kg	6,77	-		7,3

*considerando uma criança com 20 kg e idade de 5 anos.

**15 mGy para objeto simulador de 16 cm de diâmetro e 7,5 mGy para objeto simulador de 32 cm de diâmetro, considerando uma criança com 20 cm de diâmetro lateral e idade de 5 anos.

Fonte: Modificado de BRASIL (2021), ACR (2018) e EC (2018)

Deve-se ressaltar que os valores de DRLs recomendados pela EC consideram exames realizados com apenas uma fase de aquisição, neste estudo foram analisados exames de Tórax e de Abdome com duas fases de aquisição. Ao comparar os valores de dose típica dos exames de Tórax e de Abdome com os valores de DRLs definidos pela EC, os valores de dose típica obtidos neste estudo são considerados aceitáveis, uma vez que, apenas os valores para os exames de Tórax apresentaram um acréscimo de 21% e de 13% em relação aos valores de DRLs estabelecidos pela EC, para os grupos de pacientes de 15 a < 30 kg e de 30 a < 50 kg, respectivamente.

Entretanto, os valores de CTDI_{vol} não consideram as características físicas dos pacientes, conforme recomendado por diversos estudos e recomendações internacionais. A fim de estimar a dose conforme o tamanho específico dos pacientes em exames de TC, a AAPM definiu fatores de conversão relacionados à atenuação e às dimensões do corpo do paciente, associados às propriedades de atenuação do objeto simulador padrão, determinando assim o índice de dose SSDE. O SSDE é obtido através do produto entre o CTDI_{vol} e fatores de conversão (f), conforme as Tabelas 7 e 8, definidos nos documentos *Task Group 204*, *Task Group 220* e *Task Group 293* e consideram das dimensões ântero-posterior e látero-lateral do paciente ou pelo diâmetro efetivo do paciente, ou ainda pelo diâmetro equivalente de água (AAPM, 2011; AAPM, 2014).

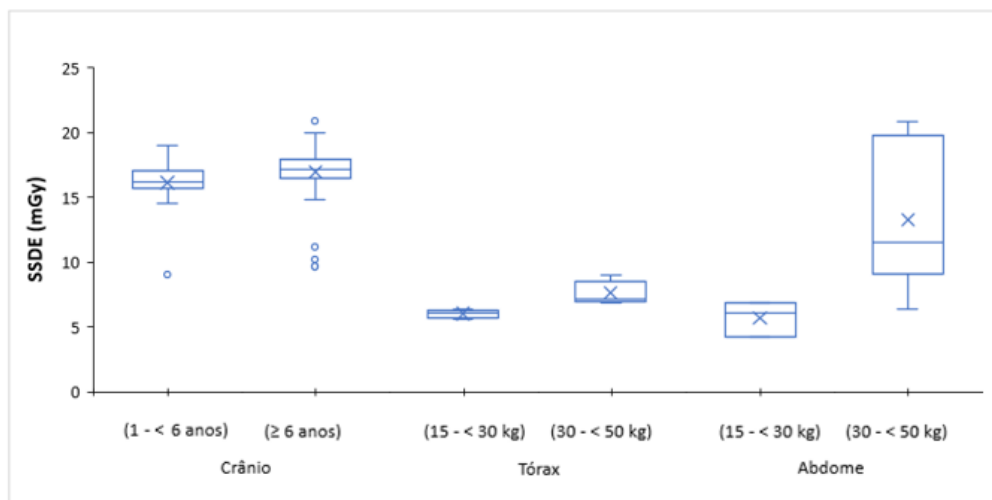
A Tabela 22 mostra a análise estatística descritiva detalhada dos valores de SSDE calculados a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ total, fornecido pelo equipamento após a conclusão do exame, referente aos dados coletados.

Tabela 22 - Análise estatística dos valores de SSDE calculados a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ total, fornecido pelo equipamento após a conclusão do exame, referente aos dados coletados

Exame	Grupo	Mínimo	1º quartil	2º quartil	3º quartil	Máximo	Média
Crânio	1 -< 6 anos	14,49	15,71	16,16	17,08	19,01	16,13
	≥ 6 anos	14,79	16,44	17,16	17,92	19,94	16,93
Tórax	15 -< 30 kg	5,6	5,73	6,07	6,29	6,33	6,02
	30 -< 50 kg	6,85	6,94	7,16	8,52	9	7,62
Abdome	15 -< 30 kg	4,24	4,24	6,07	6,86	6,86	5,72
	30 -< 50 kg	6,34	9,08	11,56	19,73	20,84	13,28

O gráfico 6, representa graficamente os valores da Tabela 22, facilitando assim a análise dos dados e a comparação dos valores de SSDE entre os exames. Ao incluir as características inerentes ao tamanho específico do paciente, ocorre uma variação em relação aos valores de $CTDI_{vol}$ mostrados no Gráfico 5 em todos os grupos, devido aos fatores de correção aplicados para obtenção dos valores de SSDE.

Gráfico 6 - Análise estatística dos valores de SSDE calculados a partir dos valores de $CTDI_{vol}$ total, referente aos dados dos exames coletados de acordo com os grupos estabelecidos

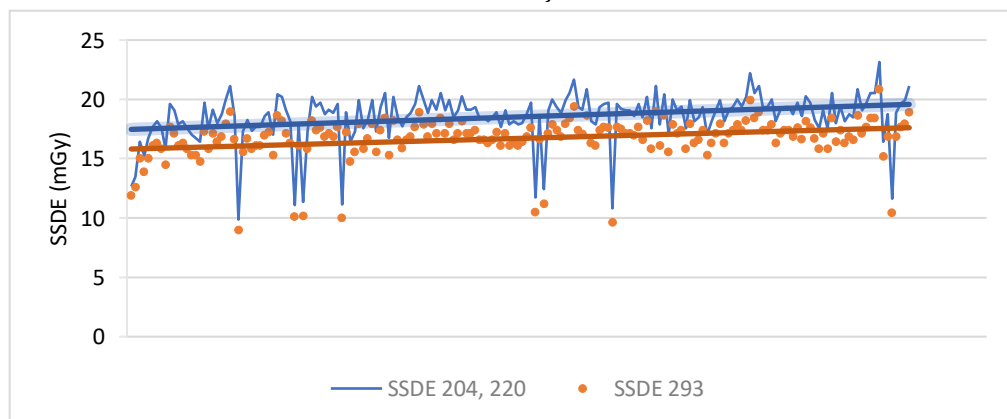


Para os exames de Crânio, houve uma redução do valor de SSDE em relação ao valor de $CTDI_{vol}$ de 4% a 9%, e de 7% a 13% para os grupos de 1 a < 6 anos e ≥ 6 anos, respectivamente. Os exames de Tórax apresentaram um aumento do valor de SSDE em relação

ao valor de $CTDI_{vol}$ para o grupo de 15 a < 30 kg de 83% a 99%, e para o grupo de 30 a < 50 kg de 68% a 74%. Já para os exames de Abdome, houve um aumento do valor de SSDE em relação ao valor de $CTDI_{vol}$ de 84% a 98%, e de 32% a 71% para os grupos de 15 a < 30 kg e 30 a < 50 kg, respectivamente. Evidenciando assim, a importância em considerar as dimensões físicas dos pacientes, para que desta maneira, sejam obtidos valores mais próximos do real com relação aos índices de dose, e conseqüentemente à quantidade de radiação ionizante a que o paciente foi exposto e suas possíveis implicações. A maior dispersão dos valores de SSDE ocorreu para os exames de Abdome, principalmente em relação ao grupo de 30 a < 50 kg, devido à maior variação do diâmetro efetivo dos pacientes.

Deve-se ressaltar a importância de utilizar os fatores de correção apropriados para cada região do corpo, pois cada região apresenta diferenças em sua composição e conseqüentemente no grau de atenuação de suas estruturas. Tal fato, é demonstrado no Gráfico 7, através da comparação entre os fatores de conversão para SSDE definidos no *Task Group* 204, 220 e 293. O *Task Group* 220 utiliza o SSDE baseada na atenuação do paciente através do diâmetro equivalente de água, o que torna a estimativa de dose mais precisa para regiões do corpo que contenham uma variedade maior relacionadas à densidade e à composição dos tecidos, por exemplo o Tórax (AAPM, 2014). O *Task Group* 293 é específico para exames de TC de Crânio, disponibilizando fatores de conversão relacionados ao valor de $CTDI_{vol}$ para objetos simuladores de 16 cm de diâmetro (AAPM, 2019).

Gráfico 7 - Comparativo entre os valores de SSDE para exames de Crânio ao utilizar diferentes fatores de correção



Ao aplicar o fator de correção correto, ocorre uma redução de aproximadamente 10% para o valor de SSDE para todos os exames de TC de Crânio, a partir dos dados coletados e analisados, conforme demonstrado no Gráfico 7. Ressalta-se assim, a importância da aplicação

do fator de correção correto para estimar a dose de radiação a que o paciente foi exposto, pois possibilita a obtenção de um valor de dose mais próximo das condições reais de exposição.

6.4 AVALIAÇÃO DOS ÍNDICES DE DOSE ATRAVÉS DA DOSIMETRIA DOS EXAMES REPRODUZIDOS UTILIZANDO OBJETOS SIMULADORES

Todas as análises apresentadas anteriormente neste trabalho, se basearam nos valores registrados pelo tomógrafo após a conclusão dos exames. Sendo assim, os valores de $CTDI_{vol}$ registrados pelo tomógrafo após a conclusão de cada exame, correspondem a uma média dos valores de $CTDI_{vol}$ para a região examinada. Com o objetivo de verificar a dose total emitida pelo tomógrafo relacionada aos seis protocolos de exames selecionados previamente, através da análise estatística descritiva dos valores de mAs total dos dados coletados, foi realizada a dosimetria dos exames com os objetos simuladores de PMMA e a câmara de ionização, utilizando os mesmos parâmetros técnicos dos protocolos.

Nota-se que os valores obtidos nos testes são diferentes dos registrados pelo equipamento, pois a dosimetria dos testes considera os valores de mAs total utilizado nos exames e o diâmetro efetivo dos pacientes, o que conduz a oscilações na quantidade de dose a que os pacientes foram expostos com relação aos indicadores de dose notificados pelo tomógrafo para todos os grupos.

A comparação entre os valores obtidos nos testes, por meio da dosimetria de objetos simuladores, e os valores registrados pelo tomógrafo é aceitável, uma vez que os valores de $CTDI_{vol}$ e de DLP registrados após a conclusão do exame se referem a estimativas padronizadas de doses médias para objetos simuladores padrões. Portanto, os valores de $CTDI_{vol}$ registrados pelo tomógrafo após a conclusão do exame representam as configurações do tomógrafo usadas para a aquisição das imagens para um determinado tamanho do objeto simulador, e os valores de DLP retratam o produto entre o valor de $CTDI_{vol}$ e o comprimento de varredura da região de interesse (DURAND, MAHESH, 2012).

Ao comparar os valores obtidos por meio da dosimetria com o objeto simulador e os valores coletados dos exames de Crânio, houve um aumento tanto para o valor do $CTDI_{vol}$ como para o valor de SSDE em ambos os grupos, uma vez que o tamanho do objeto simulador de 16 cm de diâmetro utilizado como referência pelo tomógrafo corresponde ao usado nos testes. Os

valores de $CTDI_{vol}$ e de SSDE obtidos nos testes, para os exames de Crânio, apresentaram um acréscimo de 65% para o grupo de 1 a < 6 anos e de 194% para o grupo de ≥ 6 anos, conforme os valores apresentados na Tabela 23.

Tabela 23 - Comparativo entre os valores dos índices de dose referentes aos dados coletados e os valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador para exames de Crânio

Grupo	kV	mAs total	Dados registrados pelo sistema após a conclusão do exame			Dosimetria com objeto simulador		
			Tamanho Simulador	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE* (mGy)	Tamanho Simulador	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE* (mGy)
1-< 6 anos	120	1509	16 cm	17,99	16,37	16 cm	29,66	27
≥ 6 anos	120	1740	16 cm	11,51	10,01	16 cm	33,88	29,47

Nota: * SSDE não é informado pelo sistema do tomógrafo e corresponde ao valor de índice de dose por tamanho específico calculado com base no valor de $CTDI_{vol}$, tanto para o valor de $CTDI_{vol}$ registrado quanto para o valor de $CTDI_{vol}$ obtido por meio da dosimetria

Os valores obtidos na dosimetria com o objeto simulador são proporcionais ao valor do mAs total empregado nos exames, o que não ocorre para os valores notificados pelo tomógrafo, evidenciando desta maneira que o valor fornecido pelo tomógrafo após a conclusão do exame corresponde a uma média dos valores do índice de dose para cada corte adquirido.

Para o grupo de 15 a < 30 kg, ao analisar os valores dos índices de dose referentes aos valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador e os valores dos dados coletados para os exames de Tórax (Tabela 24) e de Abdome (Tabela 25), houve um aumento para o valor do $CTDI_{vol}$ obtido através da dosimetria e uma redução para o valor de SSDE calculado a partir dos dados da dosimetria. Esta variação é observada pelo fato de o sistema do tomógrafo utilizar o objeto simulador de 32 cm de diâmetro como referência para definir o valor do índice de dose, enquanto a dosimetria utilizou o objeto simulador de 16 cm diâmetro, definido através da análise do diâmetro efetivo dos pacientes para este grupo. Os valores obtidos na dosimetria para o grupo de 15 a < 30kg apresentaram um aumento de 37% e 77% para o valor de $CTDI_{vol}$ e um decréscimo de 33% e 13% para o valor de SSDE, para os exames de Tórax e de Abdome, respectivamente.

Já ao comparar os valores dos índices de dose referentes aos valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador e os valores dos dados coletados para o grupo de pacientes com 30 a < 50 kg, houve uma redução tanto para o valor do $CTDI_{vol}$ obtido através da dosimetria, como para o valor de SSDE calculado a partir dos dados da dosimetria, uma vez que o tamanho do objeto simulador utilizado como referência pelo tomógrafo corresponde ao

usado nos testes, os quais apresentam um diâmetro de 32 cm. Os valores de $CTDI_{vol}$ e de SSDE para este grupo, obtidos através dos dados da dosimetria, apresentaram uma redução de 29% para os exames de Tórax e de 37% para os exames de Abdome.

Tabela 24 - Comparativo entre os valores dos índices de dose referentes aos dados coletados e os valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador para exames de Tórax

Grupo	kV	mAs Total	Dados registrados pelo sistema após a conclusão do exame			Dosimetria com objeto simulador		
			Tamanho Phantom	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE* (mGy)	Tamanho Phantom	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE* (mGy)
15-< 30 kg	120	495	32 cm	2,93	5,6	16 cm	4,01	3,73
30-< 50 kg	120	736	32 cm	4,15	6,85	32 cm	2,95	4,87

Nota: * SSDE não é informado pelo sistema do tomógrafo e corresponde ao valor de índice de dose por tamanho específico calculado com base no valor de $CTDI_{vol}$, tanto para o valor de $CTDI_{vol}$ registrado quanto para o valor de $CTDI_{vol}$ obtido por meio da dosimetria

Tabela 25 - Comparativo entre os valores dos índices de dose referentes aos dados coletados e os valores obtidos através da dosimetria com objeto simulador para exames de Abdome

Grupo	kV	mAs Total	Dados registrados pelo sistema após a conclusão do exame			Dosimetria com objeto simulador		
			Tamanho Phantom	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE* (mGy)	Tamanho Phantom	$CTDI_{vol}$ (mGy)	SSDE* (mGy)
15-< 30 kg	120	815	32 cm	3,73	6,86	16 cm	6,6	5,94
30-< 50 kg	120	1692	32 cm	6,28	9,99	32 cm	3,96	6,29

Nota: * SSDE não é informado pelo sistema do tomógrafo e corresponde ao valor de índice de dose por tamanho específico calculado com base no valor de $CTDI_{vol}$, tanto para o valor de $CTDI_{vol}$ registrado quanto para o valor de $CTDI_{vol}$ obtido por meio da dosimetria

Na Tabela 26, são apresentados os comparativos entre os valores de dose obtidos através da dosimetria com objeto simulador e os valores de DRLs definidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais, e os resultados mostram que os índices de dose obtidos na dosimetria com o objeto simulador para todos os grupos de acordo com a região de exame e o número de fases, são aceitáveis em relação aos valores de referência estabelecidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais.

Tabela 26 - Comparativo entre os valores de dose obtidos através da dosimetria com objeto simulador e os valores de DRLs definidos pela ANVISA e pelas recomendações internacionais

Região	Grupo	Dose dosimetria (mGy)		DRLs CTDI _{vol} (mGy)		
		CTDI _{vol}	SSDE	ANVISA	ACR	EC
Crânio	1 -< 6 anos	29,66	27	-	35	40
	≥ 6 anos	33,88	29,47	-	-	50
Tórax	15 -< 30 kg	4,01	3,73	-	-	2,7
	30 -< 50 kg	2,95	4,87	-	-	3,7
Abdome	15 -< 30 kg	6,6	5,94	20*	7,5 a 15 **	5,4
	30 -< 50 kg	3,96	6,29	-		7,3

*considerando uma criança com 20 kg e idade de 5 anos.

**15 mGy para objeto simulador de 16 cm de diâmetro e 7,5 mGy para objeto simulador de 32 cm de diâmetro, considerando uma criança com 20 cm de diâmetro lateral e idade de 5 anos.

Fonte: Modificado de BRASIL (2021), ACR (2018) e EC (2018)

Nos exames de Crânio, os protocolos de aquisição de imagens foram executados considerando apenas uma fase de aquisição. Nestes, os valores de índice de dose SSDE obtidos através da dosimetria com objeto simulador são inferiores aos DRLs indicados pelas recomendações internacionais (ACR e EC). Para o grupo com idade de 1 a < 6 anos o valor do índice de dose SSDE é inferior em 22% ao DRL definido pelo ACR e em 32% ao DRL definido pela EC, já para o grupo com idade ≥ 6 anos o valor do índice de dose SSDE é inferior em 41% ao DRL definido pela EC.

Nos exames de Tórax e de Abdome, os protocolos de aquisição de imagens foram executados considerando duas fases de aquisição. Sendo assim, os valores de índice de dose SSDE obtidos através da dosimetria com objeto simulador são aceitáveis em relação aos DRLs indicados pelas ANVISA e pelas recomendações internacionais. Deve-se ressaltar que os valores de DRLs recomendados pela EC consideram exames realizados com apenas uma fase de aquisição. Para os exames de Tórax, os valores de índice de dose SSDE em relação aos valores de DRLs recomendados pela EC são superiores em 38% e em 32% para os grupos de 15 a < 30 kg e de 30 a < 50 kg, respectivamente. Para os exames de Abdome, os valores de índice de dose SSDE em relação aos valores de DRLs recomendados pela ANVISA e pelo ACR são inferiores para ambos os grupos; já em relação aos valores recomendados pela EC, o valor de SSDE é superior em 10% para o grupo de 15 a < 30 kg e inferior em 13% para o grupo de 30 a < 50 kg.

6.5 ESTIMATIVA DA DOSE ABSORVIDA NOS ÓRGÃOS E DA DOSE EFETIVA ATRAVÉS DA DOSIMETRIA DOS EXAMES REPRODUZIDOS UTILIZANDO OBJETOS SIMULADORES

Os valores de $CTDI_{vol}$ utilizados para alimentar o *software CALDose_XCT* foram os valores coletados registrados pelo tomógrafo, assim como os valores calculados através da dosimetria com objeto simulador, para os protocolos selecionados. A partir das informações de cada grupo e exame selecionado, foram definidos os simuladores antropomórficos computacionais compatíveis a serem utilizados nas simulações por MC, conforme mostrados na Tabela 15.

Os valores mais significativos de dose absorvida nos órgãos utilizando os simuladores antropomórficos por grupo etário disponibilizados no *software CALDose_XCT*, de acordo com os valores de $CTDI_{vol}$, são apresentados na Tabela 27. Ao analisar os valores da Tabela 27 em conjunto com os valores dos fatores de peso de órgãos ou tecidos, baseado na sua radiosensibilidade da Tabela 6, conclui-se que quanto maior for o valor do fator de peso (w_T) maior será o valor da dose absorvida no órgão ou tecido. Além disso, a proporção do órgão ou do tecido exposto ao feixe primário de raios X durante a execução do exame, também afetará a dose absorvida nos órgãos.

Nos exames de Crânio, os valores de dose absorvida em órgãos foram calculados utilizando simuladores antropomórficos do sexo feminino e do sexo masculino. O cérebro e os olhos foram as estruturas que apresentaram os maiores valores de dose absorvida nos órgãos, dentre esses o cérebro é o que possui o fator de peso (w_T) mais elevado. Além disso, o cérebro teve toda a sua extensão irradiada durante a aquisição das imagens, assim como os olhos, os quais apresentaram um valor considerável de dose absorvida. Ao comparar os valores de dose absorvida nos órgãos referente aos valores de $CTDI_{vol}$ obtidos através da dosimetria com os valores coletados houve um acréscimo de 64% e de 93% para os valores de dose absorvida nos órgãos referente aos valores de $CTDI_{vol}$ coletados, para os grupos de pacientes com idade de 1 a < 6 anos e ≥ 6 anos, respectivamente.

Nos exames de Tórax, os valores de dose absorvida em órgãos foram calculados utilizando simuladores antropomórficos do sexo masculino. Os pulmões foram as estruturas que apresentaram os maiores valores de dose absorvida nos órgãos, sendo o órgão que possui o fator de peso (w_T) mais elevado e que teve toda a sua extensão irradiada durante execução do exame. Ao comparar os valores de dose absorvida nos órgãos referente aos valores de $CTDI_{vol}$

obtidos através da dosimetria com os valores coletados houve um acréscimo de 37% para os valores de dose absorvida nos órgãos para o grupo de pacientes com 15 a < 30 kg, e uma redução de 30% para os valores de dose absorvida nos órgãos para o grupo de pacientes com 30 a < 50 kg, para os valores de $CTDI_{vol}$ coletados.

Nos exames de Abdome, os valores de dose absorvida em órgãos foram calculados utilizando simuladores antropomórficos do sexo feminino, por este motivo os dados referentes a estes exames na Tabela 27 consideram apenas a exposição das gônadas femininas (ovários e útero). As gônadas foram as estruturas que apresentaram os maiores valores de dose absorvida nos órgãos, considerando o somatório dos valores de dose absorvida desses órgãos. Ao comparar os valores de dose absorvida nos órgãos referente aos valores de $CTDI_{vol}$ obtidos através da dosimetria com os valores coletados houve um acréscimo de 77% para os valores de dose absorvida nos órgãos para o grupo de pacientes com 15 a < 30 kg, e uma redução de 37% para os valores de dose absorvida nos órgãos para o grupo de pacientes com 30 a < 50 kg, para os valores de $CTDI_{vol}$ coletados.

Tabela 27 - Estimativa dos valores de dose absorvida nos principais órgãos radiosensíveis de acordo com o valor de $CTDI_{vol}$ para cada tipo de exame e seus respectivos grupos, utilizando o *software CALDose_XCT*

		Valor dose absorvida no órgão em mGy de acordo com			
		$CTDI_{vol}$ coletado	$CTDI_{vol}$ dosimetria	$CTDI_{vol}$ coletado	$CTDI_{vol}$ dosimetria
Região	Órgãos avaliados	para o grupo 1*		para o grupo 2*	
Crânio	Olhos	12,37	20,39	8,043	23,67
	Cérebro	13,31	21,95	8,647	25,45
	Mucosa Oral	2,361	3,893	3,784	11,14
	Glândulas Salivares	3,418	5,635	4,259	12,54
Tórax	Tireóide	4,190	5,734	4,347	3,090
	Pulmões	4,435	6,070	5,753	4,089
	Parede cardíaca	4,285	5,865	5,488	3,901
	Fígado	3,494	4,782	3,289	2,338
Abdome	Adrenal	4,112	7,276	6,327	3,990
	Fígado	4,625	8,184	7,497	4,727
	Pâncreas	4,625	8,184	7,269	4,584
	Ovários	2,835	5,016	4,498	2,836
	Útero	2,336	4,133	3,674	2,317

*Para os exames de Crânio, o grupo 1 se refere aos exames agrupados para pacientes com idade de 1 a < 6 anos e o grupo 2 para pacientes com idade ≥ 6 anos. Já para os exames de Tórax e de Abdome, o grupo 1 se refere aos exames agrupados para pacientes com peso de 15 a < 30 kg e o grupo 2 para pacientes com peso de 30 a < 50 kg.

Os resultados de $CTDI_{vol}$, demonstrados na Tabela 26, foram estimados por meio dos valores obtidos através da dosimetria dos protocolos selecionados e representam a quantidade de radiação, que se aproxima das condições reais, a que os pacientes foram submetidos. Os valores de $CTDI_{vol}$ estimados utilizando o objeto simulador de PMMA de 16 cm de diâmetro foram 29,66 mGy e 33,88 mGy para os exames de Crânio, 4,01 mGy para o exame de Tórax e 6,6 mGy para o exame de Abdome; já os valores de $CTDI_{vol}$ estimados utilizando o objeto simulador de PMMA de 32 cm de diâmetro foram 2,95 mGy e 3,96 mGy para o exame de Tórax e de Abdome, respectivamente. Ao traçar um paralelo entre esses dados e os valores estimados de dose absorvida nos órgãos (Tabela 27), pode-se observar que quanto maior o valor do $CTDI_{vol}$ ou quanto menor for o tamanho do objeto simulador utilizado como referência para determinar o valor de $CTDI_{vol}$, maior será o valor da dose absorvida nos órgãos.

A dose efetiva não pode ser medida diretamente em pacientes, sendo assim, a dose efetiva foi estimada de maneira simplificada através do *software CALDose_XCT* (Tabela 28) e da metodologia proposta pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC (*European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT*) da Comissão Europeia, conforme a Equação 17 deste trabalho (Tabela 29). Na Equação 17, a dose efetiva é obtida a partir do produto do coeficiente específico k (Tabela 9) e do valor de DLP. O valor de DLP é obtido através do produto entre o valor de $CTDI_{vol}$ e o comprimento de varredura, conforme a Equação 16. Para estimar a dose efetiva utilizou-se apenas os valores obtidos através da dosimetria dos testes de reprodução dos protocolos selecionados em ambos os métodos.

Tabela 28 - Valores de dose efetiva obtidos pela simulação MC por meio do *software CALDose_XCT*

Exame	Grupo	kV	mAs total	$CTDI_{vol}$ (mGy)	L (cm)	DLP (mGy.cm)	E (mSv) CALDose	E (mSV) AAPM
Crânio	1-< 6 anos	120	1509	29,66	15,84	470	0,921	1 – 2
	≥ 6 anos	120	1740	33,88	17,29	586	1,321	
Tórax	15-< 30 kg	120	495	4,01	24,57	98,53	2,929	5 – 7
	30-< 50 kg	120	736	2,95	28,43	83,87	1,558	
Abdome	15-< 30 kg	120	815	6,60	34,58	228,23	4,884	8 – 14
	30-< 50 kg	100	1692	3,96	33,60	133,06	2,826	

*L – Comprimento de varredura; E – Dose Efetiva.

Analisando os resultados mostrados na Tabela 28, referente aos valores obtidos de dose efetiva através do *software CALDose_XCT*, e os valores típicos de dose efetiva para

exames de TC definidos pela AAPM (Tabela 4), conclui-se que todos os valores de dose efetiva calculados, através do *software CALDose_XCT*, para os protocolos de exames selecionados neste trabalho são inferiores aos valores estabelecidos pela AAPM.

Tabela 29 - Valores de dose efetiva obtidos através da metodologia proposta pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC da EC

Exame	Grupo	kV	mAs total	CTDIvol (mGy)	L (cm)	DLP (mGy.cm)	E (mSv)	E (mSV) AAPM
Crânio	1-< 6 anos	120	1509	29,66	15,84	470	1,88	1 – 2
	≥ 6 anos	120	1740	33,88	17,29	586	2,34	
Tórax	15-< 30 kg	120	495	4,01	24,57	98,53	1,77	5 – 7
	30-< 50 kg	120	736	2,95	28,43	83,87	1,09	
Abdome	15-< 30 kg	120	815	6,60	34,58	228,23	3,42	8 – 14
	30-< 50 kg	100	1692	3,96	33,60	133,06	2,00	

*L – Comprimento de varredura; E – Dose Efetiva.

Ao se comparar os valores de dose efetiva calculados, através da metodologia proposta pelo Grupo de Trabalho Europeu de Diretrizes sobre Critérios de Qualidade em TC (*European Working Group for Guidelines on Quality Criteria in CT*) da Comissão Europeia, e apresentados na Tabela 29 com os valores típicos de dose efetiva para exames de TC definidos pela AAPM (Tabela 4), apenas o valor de dose efetiva para o grupo de pacientes ≥ 6 anos para exames de Crânio está acima dos valores típicos definidos pela AAPM. Para os grupos de pacientes com peso de 15 a < 30 kg e 30 a < 50 kg para os exames de Tórax e de Abdome, os valores de dose efetiva estão abaixo dos valores estabelecidos pela AAPM.

Analisando os resultados de dose efetiva apresentados na Tabela 28 e na Tabela 29, observou-se uma variação entre os valores de dose efetiva obtidos por meio do *software CALDose_XCT* (Tabela 28) e os calculados a partir dos valores de DLP (Tabela 29), principalmente com relação aos exames de Crânio, que apresentaram um acréscimo de 77 a 104% com relação ao valor definido pelo *software*. Para os exames de Tórax e de Abdome, houve uma redução de 29 a 40% para os valores de dose efetiva calculados com base no DLP em relação aos valores obtidos por meio do *software*.

Além disso, ao analisar o valor de mAs total, o tamanho do objeto simulador de referência, o tamanho do paciente e o valor de comprimento de varredura, pode-se concluir que para pacientes com as mesmas características físicas ou objeto simulador de mesmas dimensões, quanto maior for o valor de mAs total e/ou o comprimento de varredura utilizado

nos exames, maior serão os valores da dose de radiação ionizante absorvida nos órgãos e da dose efetiva.

7 CONCLUSÃO

Apesar da clínica DAPI não ser referência em exames de radiodiagnóstico para pacientes pediátricos, foi possível realizar uma coleta significativa com relação aos exames de TC realizados em crianças de 0 a 10 anos de idade, principalmente para exames de TC de Crânio. Tal fato corrobora com diversos dados da literatura que demonstram que a região do Crânio é uma das regiões anatômicas que apresenta maior incidência, dentre os exames de TC em pacientes pediátricos. E através dos dados dos exames coletados foi possível estabelecer uma metodologia para a avaliação da dose de radiação ionizante por tamanho específico (SSDE) utilizada nos exames pediátricos de TC.

Os dados coletados do sistema PACS, referente ao registro dos pacientes, ao relatório emitido pelo tomógrafo após a conclusão do exame e as imagens originais dos exames, permitiram a realização da análise das características físicas dos pacientes para o objetivo deste estudo, uma vez que as informações coletadas foram suficientes para definir a caracterização da amostra, os parâmetros pertinentes a reprodução dos protocolos e a execução dos cálculos dosimétricos.

Outra evidência apontada nesse estudo está relacionada às dimensões do paciente ou do objeto simulador de referência utilizado para estimar o índice de dose a que o paciente foi exposto. Quanto menor forem as dimensões desses, maior será o valor de $CTDI_{vol}$ e conseqüentemente da dose de radiação, mesmo que o valor de mAs total utilizado no exame seja inferior ao utilizado em pacientes ou objeto simuladores maiores. Deve-se salientar que as dimensões físicas dos pacientes, bem como os fatores de correção adequados a cada região devem ser considerados ao estimar os valores de índice de dose, a fim de obter estimativas mais próximas das condições reais, ponderando assim a composição e o grau de atenuação das estruturas correspondentes a região irradiada e biotipo dos pacientes.

Outro ponto importante deste estudo é que a estimativa dos índices de dose, em relação a quantidade de dose de radiação a que os pacientes foram submetidos, a partir dos valores de mAs total é viável para os protocolos de exames de TC que utilizam a modulação de corrente, uma vez que representa melhor a quantidade de dose relacionada as condições reais. O valor de mAs total retrata a soma dos valores de mAs utilizados em cada aquisição durante a execução do exame, enquanto o valor de $CTDI_{vol}$ exibido no console do tomógrafo representa o valor médio dos valores de $CTDI_{vol}$ registrados.

O *software CALDose_XCT* pode ser utilizado para estimar os valores de dose de radiação absorvida pelos órgãos, do risco associado a incidência e a mortalidade por câncer e a dose efetiva, para os exames realizados no tomógrafo *Siemens Somatom Definition AS+ 64*, uma vez que as principais especificações desse tomógrafo são compatíveis com o modelo *Somatom Definition AS 40*, disponibilizado pelo *software*. Além disso, as características físicas, como peso e altura, definidos para os simuladores antropomórficos computacionais são compatíveis com as definidas para os pacientes de determinada faixa etária, uma vez que os exames em que houve variação do diâmetro efetivo com relação a idade dos pacientes, foram os que apresentaram menor diferença entre os valores estimados pelo *software* e os valores calculados, com variação de 29 a 40%.

As estimativas dos valores dos índices de dose avaliados nesse trabalho são consideradas aceitáveis com relação aos valores indicados pela ANVISA e pelas recomendações internacionais. Os índices de dose SSDE obtidos neste estudo, para exames de Crânio, são inferiores em 22% a 41% em relação aos valores de DRLs recomendados pelo ACR e EC. Já para os exames de Tórax, os índices de dose SSDE são superiores em 32% a 38% em relação aos valores de DRLs recomendados pela EC, contudo, essa variação é aceitável uma vez que os exames analisados neste estudo consideraram duas fases de aquisição ao invés de uma fase como definido pela EC. Para os exames de Abdome, os índices de dose SSDE foram inferiores em 27% a 236% em relação aos valores de DRLs recomendados pela ANVISA e pelo ACR, já em relação aos valores de DRLs indicados pela EC houve um acréscimo de 10% no valor de índice de dose SSDE para o grupo de 15 a < 30 kg, e uma redução de 13% para o grupo de 30 a < 50 kg.

Contudo, recomenda-se a verificação e a otimização contínua dos parâmetros técnicos, a fim de possibilitar a atualização constante dos valores de dose típica, evitando desta maneira, que os valores excedam os valores de referência.

8 SUGESTÃO DE TRABALHOS FUTUROS

A principal sugestão para trabalhos futuros seria a otimização dos protocolos com relação ao valor da tensão do tubo de raios X utilizado nos exames de pacientes pediátricos, considerando as dimensões físicas dos pacientes, e a ampliação desse estudo para os demais equipamentos de TC disponíveis na instituição.

As demais sugestões seriam: a definição de DRLs para todos os tipos de exames de TC realizados em pacientes pediátricos, através de um acompanhamento por um período maior e a avaliação dos valores de dose absorvida nos órgãos utilizando outras metodologias além da utilização do *software CALDose_XCT*; assim como a avaliação do risco e da incidência de câncer radioinduzido após a exposição à radiação ionizante.

REFERÊNCIAS

AAPM. **The Measurement, Reporting, and Management of Radiation Dose in CT.** The Report 96 of American Association of Physicists in Medicine Task Group 23 of the Diagnostic Imaging Council CT Committee, 2008.

AAPM. **Methodology for the Evaluation of Radiation Dose in X-Ray Computed Tomography.** The Report of American Association of Physicists in Medicine Task Group III: The Future of CT Dosimetry. Comprehensive. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine, 2010.

AAPM. **Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in Pediatric and Adult Body CT Examinations.** The Report of American Association of Physicists in Medicine Task Group 204. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine, 2011.

AAPM. **Use of Water Equivalent Diameter for Calculating Patient Size and Size-Specific Dose Estimates (SSDE) in CT.** The Report of American Association of Physicists in Medicine Task Group 220. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine, 2014.

AAPM. **Size-Specific Dose Estimate (SSDE) for Head CT.** The Report of American Association of Physicists in Medicine Task Group 293. College Park, MD: American Association of Physicists in Medicine, 2019.

ABDULLAH, A.; SUN, Z.; PONGNAPANG, N.; NG, K. H. Comparison of Computed Tomography Dose Reporting Software. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 151, n. 1, p. 153-157, nov. 2012. DOI: 10.1093/rpd/ncr451.

ACR – AAPM – SPR. **Practice Parameter for Diagnostic Reference Levels and Achievable Doses in Medical X-Ray Imaging**, Resolution 40, 2018.

ALIBEK, S.; BRAND, M.; SUESS, C.; WUEST, W.; UDER, M.; GREESS, H. Dose Reduction in Pediatric Computed Tomography with Automated Exposure Control. **Academic Radiology**, v. 18, n. 6, p. 690-693, jun. 2011. DOI: 10.1016/j.acra.2011.01.004.

ALZIMAMI, K. Assessment of Radiation doses to Paediatric Patients in Computed Tomography Procedures. **Polish Journal of Radiology**, v. 79, p. 344-348, 2014. DOI: 10.12659/PJR.890806.

ANS (Agência Nacional de Saúde Suplementar). Mapa Assistencial. 11 jul. 2019. Disponível em: <http://www.ans.gov.br/>. Acesso em: 30 nov. 2020.

AWAI K.; SUZUKI, S.; MURAMASTU, Y. Management of patient dose in pediatric computed tomography (guideline). **Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi**, v. 61, p. 493–495, 2005.

BRASIL. Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Instrução Normativa nº 93, de 27 de maio de 2021**. Dispõe sobre requisitos sanitários para a garantia da qualidade e da segurança em sistemas de tomografia computadorizada médica, e dá outras providências. Diário Oficial da União, Brasília – Distrito Federal, nº 101, DOU 31/05/21, seção 1, p. 151-164.

BAUHS, J. A.; VRIEZE, T. F.; PRIMAK, A. N.; BRUESEWITZ, M. R.; McCOLLOUGH, C. H. CT Dosimetry: Comparison of Measurement Techniques and Devices. **RadioGraphics**, v. 28, p. 245-253, jan. 2008. DOI: 10.1148/rg.281075024.

BJÖRKDAHL, P. E.; NYMAN, U. Using 100-instead of 120-kVp computed tomography to diagnose pulmonary embolism almost halves the radiation dose with preserved diagnostic quality. **Acta Radiologica**, v. 51, n. 3, p. 260-270, abr. 2010. DOI: 10.3109/02841850903505222.

BRENNER, D. J.; HALL, E. J. Computed Tomography – An Increasing Source of Radiation Exposure. **The New England Journal of Medicine**, v. 357, p. 2277-84, nov. 2007. DOI : 10.1056/NEJMra072149.

BROOKS, S.L. Computed Tomography. **Dental Clinics North America**, v. 37, n. 4, p. 575-590, out. 1993.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos: física, biologia e proteção**. 9. ed. Rio de Janeiro: Elsevier, 2010.

caldose.org. Disponível em <http://caldose.org/caldose/CaldoseOnline.aspx>. Acesso em: 10 dez. 2020.

DALMAZO, J.; JUNIOR, J. E.; BROCCHI, M. A. C.; COSTA, P. R.; AZEVEDO-MARQUES, P. M. Otimização da dose em exames de rotina em tomografia computadorizada: estudo de viabilidade em um Hospital Universitário. **Radiologia Brasileira**, v. 43, n. 4, p. 241-248, ago. 2010. DOI: 10.1590/S0100-39842010000400008.

DOCPLAYER. Equipamento de tomografia computadorizada somatom definition as 128 slices. Disponível em: <https://docplayer.com.br/23562646-Equipamento-de-tomografia-computadorizada-somatom-definition-as-128-slices.html>. Acesso em: 20 jun. 2021.

DORFMAN, A. L.; FAZEL, R.; EINSTEIN, A. J.; APPLGATE, K. E.; *et al.* Use of Medical Imaging Procedures With Ionizing Radiation in Children: A Population-Based Study. **Archives of Pediatrics and Adolescent Medicine**, v. 165, n. 5, p. 458-464, maio 2011. DOI: 10.1001/archpediatrics.2010.270.

DOVALES, A.C. M.; DA ROSA, L. A. R.; KESMINIENE, A.; PEARCE, M. S.; VEIGA, L. H. S. Patterns and trends of computed tomography usage in outpatients of the Brazilian public healthcare system, 2001-2011. **Journal of Radiological Protection**, v. 36, n. 3, p. 547-560, jul. 2016. DOI: 10.1088/0952-4746/36/3/547.

DOVALES, A. C. M.; CHAVES, T. O.; BAHIA, P. R. V.; SHAEFER, M. B.; FAILLA, B. B.; SUZUKI, L.; VALENTES, M.; GOMES, V. A.; DA ROSA, L. A. R.; PERACE, M. S.; VEIGA, L. H. S. Patterns and trends of pediatric and young adult computed tomography use in Brazil: 2008-2014. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 8, n. 1, p. 01-17, mar. 2020. DOI: <https://doi.org/10.15392/bjrs.v8i1.1113>.

DURAND, D. J.; MAHESH, M. Understanding CT Dose Display. **Journal of the American College of Radiology**, v. 9, n. 9, p. 669-671, set. 2012. DOI: 10.1016/j.jacr.2012.06.003.

EC. **European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography**. EUR 16262. European Commission. Directorate – General for Research and Innovation, European Communities, 2000.

EC. **European Diagnostic Reference Levels for Paediatric Imaging**. European Guidelines on DRLs for Paediatric Imaging. PiDRL Guidelines. European Commission, 2016.

EC. **Radiation Protection nº 185**. European Guidelines on Diagnostic Reference Levels (DRLs) for Paediatric Imaging. European Commission. European Union, 2018.

FLOHR, T. CT Systems. **Current Radiology Reports**, v. 1, p. 52-63, jan. 2013. DOI: 10.1007/s40134-012-0005-5.

FRANCK, C.; VANDEVOORDE, C.; GOETHALS, I.; SMEETS, P.; ACHTEN, E.; VERSTRAETE, K.; THIERENS, H. E.; BACHER, K. The role of Size-Specific Dose Estimate (SSDE) in patient-specific organ dose and cancer risk estimation in paediatric chest and

abdominopelvic CT examinations. **European Radiology**, v. 26, n. 8, p. 2646-2655, 2016. DOI: 10.1007/s00330-015-4091-7.

FRIEDLAND, G. W.; THURBER, B. D. The Birth of CT. **American Journal of Roentgenology**, v. 167, p. 1365-1370, dez. 1996. DOI: 10.2214/ajr.167.6.8956560.

FRUSH, D. P. CT dose and risk estimates in children. **Pediatric Radiology**, v. 41, n. 2, p. S483-S487, ago. 2011. DOI: 10.1007/s00247-011-2098-z.

FUJII, K.; NOMURA, K.; MURAMATSU, Y.; TAKAHASHI, K.; OBARA, S.; AKAHANE, K.; SATAKE, M. Evaluation of organ doses in adult and paediatric CT examinations based on Monte Carlo simulations and in-phantom dosimetry. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 166-171, jul. 2015. DOI: 10.1093/rpd/ncv074.

GOLDMAN, L. W. Principles of CT: Multislice CT. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, v. 36, p. 57-68, jun. 2008. DOI: 10.2967/jnmt.107.044826.

GOSKE, M. J.; STRAUSS, K. J.; COOMBS, L. P.; MANDEL, K.E.; TOWBIN, A. J.; LARSON, D. B.; CALLAHAN, M. J.; DARGE, K.; PODBERESKY, D. J.; FRUSH, D. P.; WESTRA, S. J.; PRINCE, J. S. Diagnostic Reference Ranges for Pediatric Abdominal CT. **Radiology**, v. 268, n. 1, p. 208-218, jul. 2013. DOI: 10.1148/radiol.13120730.

GREESS, H.; LUTZE, J.; NÖMAYR, A.; WOLF, H.; HOTHORN, T.; KALENDER, W. A.; BAUTZ, W. Dose reduction in subsecond multislice spiral CT examination of children by online tube current modulation. **European Radiology**, v. 14, n. 6, p. 995-999, jun. 2004.

HOUGH, D. M.; FLETCHER, J. G.; GRANT, K. L.; FIDLER, J. L.; YU, L.; GESKE, JR.; CARTER, R. E.; RAUPACH, R.; SCHMIDT, B.; FLOHR, T.; MCCOLLOUGH, C. H. Lowering kilovoltage to reduce radiation dose in contrast-enhanced abdominal CT: initial assessment of a prototype automated kilovoltage selection tool. **American Journal of Roentgenology**, v. 199, p. 1070-1077, nov. 2012. DOI: 10.2214/AJR.12.8637.

HUDA, W.; VANCE, A. Patient Radiation Doses from Adult and Pediatric CT. **American Journal of Roentgenology**, v. 188, n. 2, p. 540-546, fev. 2007. DOI: 10.2214/AJR.06.0101.

HUDA, W.; METTLER, F. A. Volume CT Dose Index and Dose-Length Product Displayed during CT: What Good Are They? **Radiology**, v. 258, n. 1, p. 236-242, jan. 2011. DOI: 10.1148/radiol.10100297.

IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice.** International Atomic Energy Agency Technical Report Series (IAEA-TRS) n. 457. Vienna, 2007.

IAEA. **Radiation Protection in Paediatric Radiology.** International Atomic Energy Agency Safety Reports Series n. 71. Vienna, 2012.

IAEA. **Dosimetry in Diagnostic Radiology for Paediatric Patients.** International Atomic Energy Agency Human Health Series n. 24. Vienna, 2013.

IAEA. **Diagnostic Radiology Physics: A Handbook for Teachers And Students.** International Atomic Energy Agency. Vienna, 2014.

ICRP. **Managing Patient Dose in Multi-Detector Computed Tomography (MDCT).** ICRP Publication 102. The International Commission on Radiological Protection, Elsevier. Ann. ICRP v. 37, n. 1, 2007.

ICRP. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection.** ICRP Publication 103. The International Commission on Radiological Protection, Elsevier. Ann. ICRP v. 37, n. 2-4, 2007.

ICRP. **Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology.** ICRP Publication 121. International Commission on Radiological Protection, Elsevier. Ann. ICRP v. 42, n. 2, 2013.

ICRP. **Diagnostic Reference Levels in Medical Imaging.** ICRP Publication 135. International Commission on Radiological Protection, SAGE. Ann. ICRP v. 46, n. 1, 2017.

ICRU. **Radiation Dose and Image-Quality Assessment in Computed Tomography,** ICRU Report 87. Journal of the International Commission Radiation Units and Measurements, v.12, n. 1, p. 1-149, 2012. DOI: 10.1093/jicru/ndt007.

IMAGE GENTLY. Disponível em: <http://www.imagegently.org/>. Acesso em: 29 jan. 2021.

JORMADA, T. S.; SILVA, T. A. Obtenção das Grandezas Dosimétricas em Exames de Tomografia Computadorizada Pediátricas do Abdômen. IX Latin American IRPA Regional Congress on Radiation Protection and Safety – IRPA 2013. Rio de Janeiro, RJ, Brazil, abr 15-19, 2013.

JUCIUS, R. A.; KAMBIC, G. X. Radiation Dosimetry In Computed Tomography (CT). **Application of Optical Instrumentation in Medicine VI**, v. 127, p.286-295, dez. 1977. DOI: 10.1117/12.955952.

KALENDER, W. A. **Computed Tomography: Fundamentals, System Technology, Image Quality, Applications**. 3. ed. Publicis MCD Werbwagentur GmbH: Erlangen, 2011.

KALRA, M. K.; SAINI, S.; RUBIN, G. D. **MDCT from Protocols to Practice**. Springer: Italia, 2008.

KOHL, G. The Evolution and State-of-the-Art Principles of Multislice Computed Tomography. **Proceedings of the American Thoracic Society**, v. 2, p. 470-476, set. 2005. DOI: 10.1513/pats.200508-086DS.

KRAMER, R.; KHOURY, H. J.; VIEIRA, J. W. CALDose_X-a software tool for the assessment of organ and tissue absorbed doses, effective dose and cancer risks in diagnostic radiology. **Physics in Medicine & Biology**, v. 53, n. 22, p. 6437-6459, out. 2008. DOI: 10.1088/0031-9155/53/22/011.

LI, X.; SAMEI, E.; SEGARS, W. P.; STURGEON, G. M.; COLSHER, J. G.; TONCHEVA, G.; YOSHIKUMI, T. T.; FRUSH, D. P. Patient-specific radiation dose and cancer risk estimation in CT: part II. Application to patients. **Medical Physics**, v. 38, n. 1, p. 408-419, dez. 2010. DOI: 10.1118/1.3515864.

LUCAYA, J.; PIQUERAS, J.; PEÑA, P. G.; ENRÍQUEZ, G.; MACÍAS, M. G.; SOTIL, J. Low-dose high-resolution CT of the chest in children and young adults: dose, cooperation, artifact incidence, and image quality. **American Journal of Roentgenology**, v. 175, p. 985-992, oct. 2000. DOI: 0.2214/ajr.175.4.1750985.

MAHESH, M. **MDCT Physics, The Basics. Technology, Image Quality and Radiation Dose**. Editora Wolters Kluwer Health and Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia, 2009.

MAHROOQI, K. M. S. A.; NG, C. K. C.; SUN, Z. Pediatric Computed Tomography Dose Optimization Strategies: A Literature Review. **Journal of Medical Imaging and Radiation Sciences**, v. 46, p. 241-249, jun. 2015. DOI: 10.1016/j.jmir.2015.03.003.

MALONE, J.; GULERIA, R.; CRAVEN, C.; HORTON, P.; JÄRVINEN, H.; MAYO, J.; O'REILLY, G.; PICANO, E.; REMEDIOS, D.; HERON, J. L.; REHANI, M.; HOLMBERG, O.; CZARWINSKI, R. Justification of diagnostic medical exposures: some practical issues.

Report of an International Atomic Energy Agency Consultation. **The British Institute of Radiology**, 2012. DOI: <https://doi.org/10.1259/bjr/42893576>.

MARTIN, C. J. Radiation dosimetry for diagnostic medical exposures. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 128, n. 4, p. 389-412, mar. 2008. DOI: 10.1093/rpd/nem495.

McCOLLOUGH, C. H.; BRUESEWITZ, M. R.; KOFLER, J. M. CT Dose Reduction and Dose Management Tools: Overview of Available Options. **RadioGraphics**, v. 26, p. 503-512, mar. 2006. DOI: 10.1148/rg.262055138.

McNITT-GRAY, M. F. AAPM/RSNA Physics Tutorial for Residents: Topics in CT. **RadioGraphics**, v. 22, p. 1541-1553, nov. 2002. DOI: 10.1148/rg.226025128.

MENDONÇA, B. B.; SANTOS, M. K. F.; SILVA, I. C. R. Os eventos biológicos, especialmente epigenéticos, são alterados pela exposição do indivíduo a radiação ionizante. **Acta de Ciência e Saúde**, v. 1, n. 2, p. 50-67, dez. 2013.

MIGLIORETTI, D. L.; JOHNSON, E.; WILLIAMS, A.; GREENLEE, R. T.; WEINMANN, S.; SOLBERG, L. I.; FEIGELSON, H. S.; ROBLIN, D.; FLYNN, M. J.; VANNEMAN, N.; SMITH-BINDMAN, R. The Use of Computed Tomography in Pediatrics and the Associated Radiation Exposure and Estimated Cancer Risk. **JAMA Pediatrics**, v. 167, n. 8, p. 700-707, jun. 2013. DOI: 10.1001/jamapediatrics.2013.311.

NCRP. **Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States: 2006**. Report n° 160 of National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements, 2009.

NCRP. **Medical Radiation Exposure of Patients in the United States**. Report n° 184 of National Council on Radiation Protection and Measurements, Bethesda, Md: National Council on Radiation Protection and Measurements, 2019.

NHS Purchasing and Supply Agency. **Comparative specifications 32 to 40 slice CT scanners**. Centre for Evidence-based Purchasing, CEP08026. NHS PASA, mar. 2009.

NHS Purchasing and Supply Agency. **Comparative specifications 64 slice CT scanners**. Centre for Evidence-based Purchasing, CEP08027. NHS PASA, mar. 2009.

NIEMANN, T.; COLAS, L.; ROSER, H. W.; SANTANGELO, T.; FAIVRE, J. B.; REMY, J.; REMY-JARDIN, M.; BREMERICH, J. Estimated risk of radiation-induced cancer from paediatric chest CT: two-year cohort study. **Pediatric Radiology**, v. 45, p. 329-336, mar. 2015. DOI: 10.1007/s00247-014-3178-7.

PATERSON, A.; FRUSH, D. P. Dose reduction in paediatric MDCT: general principles. **Clinical Radiology**, v. 62, n. 6, p. 507-517, jun. 2007. DOI: 10.1016/j.crad.2006.12.004.

PAUWELS, E. K. J.; BOURGUIGNON, M. H. Radiation Dose Features and Solid Cancer Induction in Pediatric Computed Tomography. **Medical Principles and Practice**, v. 21, p. 508-515, mar. 2012. DOI: 10.1159/000337404.

PINA, D. R.; DUARTE, S. B.; NETTO, T. G.; MORCELI, J.; CARBI, E. D. O.; SOUZA, R. T. F.; NETO, A. C.; RIBEIRO, S. M. Controle de qualidade e dosimetria em equipamentos de tomografia computadorizada. **Radiologia Brasileira**, v. 42, n. 3, p. 171-177, jun. 2009. DOI 10.1590/S0100-39842009000300010.

RADCAL CORPORATION. Disponível em: <https://radcal.com/10x6-0-6-high-dose-rate-ion-chamber/>. Acesso em: 10 dez. 2020.

RAJARAMAN, P.; SIMPSON, J.; NETA, G.; GONZALEZ, A. B.; ANSELL, P.; LINET, M. S.; RON, E.; ROMAN, E. Early life exposure to diagnostic radiation and ultrasound scans and risk of childhood cancer: case-control study. **BMJ**, v. 342, fev. 2011. DOI: 10.1136/bmj.d472.

RAMOS, M. M. O.; TAUHATA, L.; DI PRINZIO, M. A. R. R. **Grandezas e Unidades para Radiação Ionizante** (Recomendações e definições). Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes. Instituto de Radioproteção e Dosimetria. CNEN – MCT. Rio de Janeiro, 2011.

RANI, K.; JAHNEN, A.; NOEL, A.; WOLF, D. Paediatric CT protocol optimisation: a design of experiments to support the modelling and optimisation process. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 205-209, abr. 2015. DOI 10.1093/rpd/ncv067.

ROMANS, L. E. **Computed Tomography for Technologists: A Comprehensive Text**. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 1 ed. Baltimore Maryland, 2011.

RP Medical Systems Com. e Representações Ltda. Disponível em: <http://www.rpmedical.com.br/downloads/DefinitionAS.pdf>. Acesso em: 10 dez. 2020.

SADETZKI, S. Excess lifetime cancer mortality risk attributed to radiation exposure from pediatric computed tomography scan. **Israel Medical Association Journal**, v. 9, n. 8, p. 607-609, 2007.

SAMEI, E.; TIAN, X.; SEGARS, W. P.; FRUSH, D. P. Radiation risk index for pediatric CT: a patient-derived metric. **Pediatric Radiology**, v. 47, p. 1737-1744, ago. 2017. DOI: 10.1007/s00247-017-3973-z.

SBP. **Image Gently Brasil**, 11 nov. 2018. Sociedade Brasileira de Pediatria. Disponível em: <https://www.sbp.com.br/imprensa/detalhe/nid/para-evitar-riscos-de-superexposicao-sbp-lanca-campanha-para-o-uso-racional-de-exames-de-diagnostico-por-imagem-em-criancas-e-adolescentes/>. Acesso em: 30 nov. 2020.

SEERAM, E. **Computed Tomography: Physical Principles, Clinical Applications, and Quality Control**. 4. ed. Filadelfia: W. B. Saunders, 2015.

SODERBERG, M.; GUNNARSSON, M. The effect of different adaptation strengths on image quality and radiation dose using Siemens Care Dose 4D. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 139, p. 173-179, maio 2010. DOI: 10.1093/rpd/ncq098.

STRAUSS, K. J.; GOSKI, M. J.; FRUSH, D. P.; BUTLER, P. F.; MORRISON, G. Image Gently Vendor Summit: Working Together for Better Estimates of Pediatric Radiation Dose from CT. **American Journal of Roentgenology**, v. 192, p. 1169-1175, maio 2009. DOI: 10.2214/AJR.08.2172.

STRAUSS, K. J. Dose indices: everybody wants a number. **Pediatric Radiol**, v. 44, n. 3, p. S450 – S459, out. 2014. DOI: 10.1007/s00247-014-3104-z.

TAUHATA, L.; SALATI I.; Di PRINZIO R.; Di PRINZIO A. R. **RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA: FUNDAMENTOS**. Instituto de Radioproteção e Dosimetria/Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro, 2013.

TSUJIGUCHI, T.; OBARA, H.; ONO, S.; SAITO, Y.; KASHIWAKURA, I. Consideration of the usefulness of a size-specific dose estimate in pediatric CT examination. **Journal of Radiation Research**, v. 59, n. 4, p. 430-435, abr. 2018. DOI :10.1093/jrr/rry022.

UNSCEAR. **SOURCES AND EFFECTS OF IONIZING RADIATION**. United Nations Scientific Committee On The Effects of Atomic Radiation, UNSCEAR 2008. Report to the General Assembly with Scientific Annexes. Volume I, United Nations, New York, 2010.

VASSILEVA, J.; REHANI, M.; KOSTOVA-LEFTEROVA, D.; AL-NAEMI, H. M.; AL SUWAIDI, J. S.; ARANDJIC, D.; BASHIER, E. H. O.; RENHA, S. K.; EL-NACHEF, L.; AGUILAR, J.G.; GERSHAN, V.; GERSHKEVITSH, E.; GRUPPETTA, E.; HUSTUC, A.; JAUHARI, A.; KHARITA, M. H.; KHELASSI-TOUTAOU, N.; KHOSRAVI, H. R.; KHOURY, H.; KRALIK, I.; MAHERE, S.; MAZUOLIENE, J.; MORA, P.; MUHOGORA, W.; MUTHUVELU, P.; NIKODEMOVA, D.; NOVAK, L.; PALLEWATTE A.; PEKAROVIC, D.; SHAABAN, M.; SHELLY, E.; STEPANYAN, K.; THELSY, N.; VISRUTARATNA, P.; ZAMAN, A. A study to establish international diagnostic reference levels for paediatric computed tomography. **Radiation Protection Dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 70-80, abr. 2015. DOI: 10.1093/rpd/ncv116.

VOCK, P. CT dose reduction in children. **European Radiology**, v. 15, p. 2330-2340, ago. 2005. DOI: 10.1007/s00330-005-2856-0.

XAVIER, A. M.; MORO, J. T.; HEILBRON, P. F. **Princípios básicos de segurança e proteção radiológica**. 3 ed. Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.

YORIYAZ, H. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, n. 1, p. 141-149, 2009. DOI: 10.29384/rbfm.2009.v3.n1.p141-149.

YU, L.; BRUESEWITZ, M. R.; THOMAS, K. B.; FLETCHER, J. G.; KOFLER, J. M.; MCCOLLOUGH, C. H. Optimal Tube Potential for Radiation Dose Reduction in Pediatric CT: Principles, Clinical Implementations, and Pitfalls. **RadioGraphics**, v. 31, p. 835-848, maio 2011. DOI: 10.1148/rg.313105079.

ZACHARIAS, C.; ALESSIO, A. M.; OTTO, R. K.; IYER, R. S.; PHILIPS, G. S.; SWANSON, J. O.; THAPA, M. M. Pediatric CT: strategies to lower radiation dose. **American Journal of Roentgenology**, v. 200, p. 950-956, maio 2013. DOI: 10.2214/AJR.12.9026.

ANEXO A - Certificado de Calibração da Câmara de Ionização e do Multimetro

ANEXO A - Certificado de Calibração da Câmara de Ionização e do Multimetro



LabPROSAUD
Laboratório de Produtos para a Saúde



INSTITUTO FEDERAL DE
EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA
BAHIA

Nº: LABPROSAUD-C088-21

Calibração: Kerma no ar - RQT. Multimetro Accu-Gold+ Radcal AGDM+ (N/S 48-1228) + Câmara de ionização 10X6-0.6CT (N/S 02-0624).

Instrumentação de referência: Eletrometro Unidos weblin (PTW Freiburg), Mod. T10021, N/S. 00860
Rastreabilidade: PTB 60053-14 - Firmware UNIDOS: 2.06
Câmara de ionização 30 cm long (PTW Freiburg), Mod. TM30017, N/S. 000044
Rastreabilidade: PTB 60061-14
Gerador de raios X de potencial constante GE, ISOVOLT TITAN E, N/S. 6641093
Tubo de raios X, ISOVOLT 160 M2, N/S 12 2105

C. ambientais: T [°C]: 20,5 ± 0,3 P [kPa]: 100,79 ± 0,03 Umidade [%]: 67,2 ± 1,5

Metodologia: Foi utilizado o método da substituição conforme as recomendações da IEC 61267:2005 e TRS/IAEA 457:2007. A distância entre o foco e o plano de medição é de 100 cm, tendo um campo de radiação retangular de 4,2 x 2,1 cm nesse Capacidade de Medição e Calibração (CMC): 1,8%

Resultados:

Calibração realizada em 03/05/2021
Local: LPR - Laboratório de Proteção Radiológica

Q	Tensão [kV]	Filtração adicional [mm Cu]	CSR [mm Al]	MEDIDAS			N _k	Incerteza [%]
				Referência [mGy/min]	Corpo de prova ¹ [mGy/min]	Corpo de prova ² [mGy/min]		
RQT 8	100	0,35	6,9	16,81	16,81	16,12	1,043	2,1
RQT 9	120	0,35	8,4	17,53	17,53	16,93	1,035	2,1
RQT 10	150	0,35	10,1	18,94	18,94	18,13	1,045	2,1

1 - Valor da taxa de kerma no ar de referência convertido para a mesma unidade de medida indicada no corpo de prova;
2 - Valor da taxa de kerma no ar indicada no corpo de prova.

Observação: O centro do volume sensível da câmara de ionização foi utilizado como ponto de referência, sendo posicionado num plano perpendicular ao eixo central do feixe de radiação.

As medidas foram obtidas no software Accu-Gold by Radcal v. 1.8.1.

Para se obter o valor de kerma no ar (ou taxa), multiplica-se o valor medido (M) pelo fator de correção (N_k), conforme a seguinte equação:

$$K_a = M \cdot N_k \cdot k_{TP} \quad [\text{mGy/min}]$$

k_{TP} é o fator de correção para densidade do ar (para câmaras de ionização abertas), para o valor de T_{ref} = 20,0 °C e P_{ref} = 101,325 kPa.

**ANEXO B - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade
Tecnológica Federal do Paraná Sob o Número de Registro 4.638.616**

ANEXO B - Parecer do Comitê de Ética e Pesquisa em Seres Humanos da Universidade Tecnológica Federal do Paraná Sob o Número de Registro 4.638.616

UNIVERSIDADE
TECNOLÓGICA FEDERAL DO



PARECER CONSUBSTANCIADO DO CEP

DADOS DO PROJETO DE PESQUISA

Título da Pesquisa: AVALIAÇÃO DA DOSE EM EXAMES DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA PEDIÁTRICA POR TAMANHO ESPECÍFICO DO PACIENTE

Pesquisador: DANIELLE FILIPOV PEREIRA

Área Temática:

Versão: 1

CAAE: 44639021.6.0000.5547

Instituição Proponente: UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANA

Patrocinador Principal: Financiamento Próprio

DADOS DO PARECER

Número do Parecer: 4.638.616

Considerações sobre os Termos de apresentação obrigatória:

O projeto atende as recomendações da Resolução 466/2012, 510/2012 e Norma Operacional 001/2013.

Recomendações:

Não há recomendações.

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

Telefone: (41)3310-4494

E-mail: coep@utfpr.edu.br

Continuação do Parecer: 4.638.616

Conclusões ou Pendências e Lista de Inadequações:

Não há recomendações.

Considerações Finais a critério do CEP:

Diante do exposto, o CEP-UTFPR, de acordo com as atribuições definidas no cumprimento da Resolução CNS nº 466 de 2012, Resolução CNS nº 510 de 2016 e da Norma Operacional nº 001 de 2013 do CNS, manifesta-se por APROVAR este projeto.

Lembramos aos (as) senhores(as) pesquisadores(as) que o Comitê de Ética em Pesquisa (CEP) deverá receber relatórios anuais sobre o andamento do estudo, bem como a qualquer tempo e a critério do pesquisador nos casos de relevância, além do envio dos relatos de eventos adversos, para conhecimento deste Comitê. Salientamos ainda, a necessidade de relatório completo ao final do estudo. Eventuais modificações ou emendas ao protocolo devem ser apresentadas ao CEP-UTFPR de forma clara e sucinta, identificando a parte do protocolo a ser modificado e as suas justificativas.

Este parecer foi elaborado baseado nos documentos abaixo relacionados:

Tipo Documento	Arquivo	Postagem	Autor	Situação
Informações Básicas do Projeto	PB_INFORMAÇÕES_BÁSICAS_DO_PROJETO_1718247.pdf	17/03/2021 13:33:46		Aceito
Folha de Rosto	folha_de_rosto_projeto_Gislene1.pdf	17/03/2021 13:32:35	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Dispensa_TCLE_Gislene.pdf	17/03/2021 09:29:29	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Outros	Carta_Encaminhamento_Pesquisador_ao_CEP.docx	17/03/2021 09:28:47	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
TCLE / Termos de Assentimento / Justificativa de Ausência	Dispensa_TCLE.pdf	17/03/2021 09:27:09	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Projeto Detalhado / Brochura Investigador	Projeto_da_pesquisa.pdf	17/03/2021 09:26:48	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Cronograma	CRONOGRAMA_1.docx	17/03/2021 09:26:29	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4494

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br

UNIVERSIDADE
TECNOLOGICA FEDERAL DO



Continuação do Parecer: 4.638.616

Orçamento	ORCAMENTO_1.docx	17/03/2021 09:26:15	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Declaração de Pesquisadores	Declaracao_de_Compromisso_da_Equipe.pdf	17/03/2021 09:25:59	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Concordancia_Servicos_Envolvidos.pdf	17/03/2021 09:25:02	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Concordancia_de_coparticipacao_DAPI.pdf	17/03/2021 09:24:43	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Declaração de Instituição e Infraestrutura	Autorizacao_DAPI_manipulacao_dados.pdf	17/03/2021 09:23:59	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito
Brochura Pesquisa	BROCHURA_DA_PESQUISA.docx	16/03/2021 17:18:31	DANIELLE FILIPOV PEREIRA	Aceito

Situação do Parecer:

Aprovado

Necessita Apreciação da CONEP:

Não

CURITIBA, 08 de Abril de 2021

Assinado por:
Frieda Saicla Barros
(Coordenador(a))

Endereço: SETE DE SETEMBRO 3165

Bairro: CENTRO

UF: PR

Telefone: (41)3310-4494

Município: CURITIBA

CEP: 80.230-901

E-mail: coep@utfpr.edu.br